



**Yanina Alves Marques Efeito da ligadura de reposicionamento do perónio em
basquetebolistas adultos com instabilidade crónica da
tibiotársica**

Effect of fibular repositioning taping in adult basketball
players with chronic ankle instability



**Yanina Alves Marques Efeito da ligadura de reposicionamento do perónio em
basquetebolistas adultos com instabilidade crónica da
tibiotársica**

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Fisioterapia, realizada sob a orientação científica da Professora Doutora Anabela Silva, Professora Adjunta da Escola Superior de Saúde da Universidade de Aveiro e sob coorientação do Professor Doutor Fernando Ribeiro, Professor Adjunto da Escola Superior de Saúde da Universidade de Aveiro

o júri

presidente	Prof. Dra. Alda Marques Professora adjunta da Escola Superior de Saúde da Universidade de Aveiro
arguente principal	Prof. Dr. Rui Torres Professor adjunto no Instituto Politécnico de Saúde do Norte (IPSN) da Cooperativa de Ensino Superior Politécnico e Universitário
orientadora	Prof. Dra. Anabela Silva Professora adjunta da Escola Superior de Saúde da Universidade de Aveiro

agradecimentos

Aos meus pais e à minha irmã, sempre presentes e disponíveis para me darem o carinho, o apoio e a motivação necessários para a seguir em frente.

Aos meus amigos e companheiros de luta nesta, por vezes, atribulada caminhada, pela ajuda, pela cumplicidade e pelo apoio mútuo e incondicional.

Ao meu amor, que demonstrou que a grande distância física que nos separa não é sinónimo de afastamento mas sim de maior cumplicidade e de apoio redobrado.

Aos professores Anabela Silva e Fernando Ribeiro e ao engenheiro Mário Rodrigues por me ajudarem constantemente e me proporcionarem todas as ferramentas necessárias para desenvolver um bom trabalho.

palavras-chave

Ligadura de reposicionamento do perónio, instabilidade crónica da tibiotársica, basquetebol, controlo postural, performance funcional, tempo de latência muscular, ligadura de Mulligan

resumo

Introdução: A instabilidade crónica da tibiotársica apresenta uma elevada incidência e prevalência nos basquetebolistas, pelo que é fundamental aprofundar as estratégias existentes para a redução das limitações funcionais e mecânicas decorrentes desta condição. **Objetivo:** comparar o efeito da ligadura de reposicionamento do perónio segundo Mulligan com o de uma ligadura placebo imediatamente após a sua aplicação e após o teste de corrida (Yo-Yo IRT). **Metodologia:** Estudo cruzado de amostras emparelhadas. **Participantes:** 16 basquetebolistas adultos (10 homens, 6 mulheres) com instabilidade crónica da tibiotársica com idade média de $21,50 \pm 2,76$ anos. **Procedimentos de avaliação e intervenção:** Avaliação do controlo postural estático (teste de apoio unipodal com os olhos fechados numa plataforma de forças durante 15 segundos), performance funcional (hop test em 8 e hop test lateral) e controlo neuromuscular (tempo de latência do músculo longo peroneal durante o movimento de inversão repentina) em duas sessões: Mulligan e Placebo. **Resultados:** Em ambos Hop tests não houve um efeito significativo para o fator ligadura ($p > 0,17$) mas houve para o fator tempo ($p < 0,03$). No tempo de latência do músculo longo peroneal, houve um efeito significativo para o fator tempo ($p = 0,042$) e interação significativa entre os dois fatores ($p = 0,028$). Em relação ao controlo postural, nas variáveis de deslocamento do CoP em x e y, área de deslocamento do CoP, velocidade de deslocamento do CoP, e comprimento total do CoP não houve nenhum efeito significativo ($p \geq 0,10$). **Conclusão:** Não há diferenças no controlo postural estático nem na performance funcional de basquetebolistas com instabilidade crónica da tibiotársica entre a ligadura de reposicionamento do perónio de Mulligan e uma ligadura placebo. Contudo, a ligadura de Mulligan parece reduzir o tempo de latência do longo peroneal após a corrida quando comparada com uma ligadura placebo.

keywords

Fibular repositioning taping, Chronic ankle instability, basketball, postural control, functional performance, latency time, Mulligan taping

abstract

Introduction: Chronic ankle instability presents a high incidence and prevalence in basketball players. It's important to develop strategies to reduce the functional and mechanical limitations resulting from this condition. **Objective:** To compare the effect of Mulligan's fibular repositioning tape with a placebo tape immediately after application and after a running test (Yo-Yo IRT). **Methods:** Cross-over repeated measures study. **Participants:** 16 adult basketball players (10 male, 6 female) with chronic ankle instability and mean age $21,50 \pm 2,76$ years old. **Assessment and intervention:** Assessment of static postural control (15 seconds of unipedal stance test with eyes closed in a force platform), functional performance (figure 8 hop test and lateral hop test) and neuromuscular control (peroneus longus latency time in sudden inversion) in two conditions: Mulligan and Placebo. **Results:** No significant effect was found for the intervention factor in both hop tests ($p > 0,17$), but there was a significant effect for the time factor ($p < 0,03$). For the peroneus longus latency time, there was a significant interaction between factors ($p = 0,028$) and also for time ($p = 0,042$). No significant effect was found for any of the static postural control variables (CoPx and CoPy displacement, area, speed and total displacement) ($p \geq 0,10$). **Conclusion:** There was no differences between Mulligan's fibular repositioning tape and Placebo tape in postural control and functional performance in basketball players with chronic ankle instability. However, Mulligan's tape appears to reduce peroneus longus latency time after a running when compared with a placebo tape.

LISTA DE ABREVIATURAS

CAIT – Cumberland Ankle Instability Tool

CoP – Centro de pressão

EMG - Eletromiografia

H:M – *Hoffman Reflex: Muscular Response*

IMC – Índice de massa corporal

LPAA - Ligamento Perónio Astragalino Anterior

LPC – Ligamento Perónio Calcâneo

LPAP – Ligamento Perónio Astragalino Posterior

MI – Membro inferior

SEBT – *Star Excursion Balance test*

Yo-Yo IRT – *Yo-Yo Intermittent recovery test*

ÍNDICE

ÍNDICE DE TABELAS.....	10
ÍNDICE DE FIGURAS.....	11
1. INTRODUÇÃO.....	13
2. REVISÃO DA LITERATURA	15
2.1 Entorse lateral da tibiotalar no basquetebol	15
2.1.1 Fatores de risco	15
2.1.2 Mecanismo de lesão	17
2.1.3 Classificação da entorse	17
2.1.4 Sintomatologia associada	18
2.2 Instabilidade crónica da tibiotalar.....	18
2.2.1 Instabilidade mecânica	19
2.2.2 Instabilidade funcional	20
2.2.3 Instabilidade funcional Vs. Instabilidade mecânica	21
2.2.4 Entorses recorrentes	22
2.3 Alterações associadas à instabilidade crónica da tibiotalar.....	22
2.4 Intervenção.....	26
2.5 Sumário e perspetivas futuras.....	30
3. METODOLOGIA.....	36
3.1. Objetivo do estudo	36
3.2. Desenho do estudo.....	36
3.3. Considerações éticas	37
3.4. Participantes e recrutamento.....	37
3.5. Procedimentos.....	38
3.5.1. Recolha de dados.....	40
3.5.2 Teste de corrida <i>Yo-Yo IRT</i>	44

3.5.3 Ligaduras Mulligan e Placebo	45
3.6 Análise de dados.....	46
4. RESULTADOS.....	47
4.1 Caracterização da amostra.....	47
4.2. Comparação dos valores sem ligadura entre a sessão de Mulligan e a sessão Placebo	48
4.3 Performance funcional	48
4.4 Controlo postural.....	50
4.5 Tempo de latência do músculo longo peroneal	53
5. DISCUSSÃO.....	55
Implicações para a prática	58
Limitações do estudo e sugestões para estudos futuros	59
6. CONCLUSÃO.....	61
7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	62
8. APÊNDICES.....	73
8.1 Apêndice I – Consentimento informado	74
8.2 Apêndice II – Documento informativo ao participante.....	75
8.3 Apêndice III – Despiste dos critérios de exclusão	79
8.4 Apêndice IV –Dados sociodemográficos, antropométricos e de eletromiografia	80
8.5 Apêndice V – Testes de performance funcional.....	81
8.6 Apêndice VI – <i>Yo-Yo IRT</i>	82
9. ANEXOS.....	84
9.1 Anexo I - CAIT.....	85
9.2 Anexo II – Parecer do Conselho de ética	87

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 Fatores de risco para a lesão da tibiotársica	16
Tabela 2 Resumo dos estudos sobre a aplicação da ligadura de reposicionamento do perónio (Mulligan) em indivíduos com instabilidade crónica da tibiotársica	32
Tabela 3 Caraterização da amostra.....	47
Tabela 4 Comparação das variáveis no momento 1 entre a sessão Mulligan e a sessão Placebo	48
Tabela 5 Valores médios \pm desvio padrão em segundos das variáveis relativas à performance funcional	49
Tabela 6 Valores médios \pm desvio padrão das variáveis relativas ao controlo postural (*)	51
Tabela 7 Valores médios \pm desvio padrão em milissegundos para o tempo de latência do músculo longo peroneal na <i>trap door</i>	54

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 Desenho do estudo. Estudo cruzado de amostras emparelhadas.....	37
Figura 2 Estrutura da sessão de avaliação para cada uma das ligaduras aplicadas.	39
Figura 3 Avaliação do controlo postural na plataforma de forças a) Sem ligadura, b) Com ligadura.....	41
Figura 4 Hop test em 8	41
Figura 5 Hop test lateral	42
Figura 6 Posicionamento dos elétrodo no músculo longo perónio.....	43
Figura 7 Recolha eletromiográfica a) <i>Trap door</i> fechada, b) <i>Trap door</i> aberta	43
Figura 8 Percurso do Yo-Yo IRT	45
Figura 9 Ligadura de reposicionamento do perónio (segundo Mulligan).....	46
Figura 10 Evolução das variáveis de performance funcional ao longo dos 3 momentos de avaliação.	50
Figura 11 Evolução das variáveis do controlo postural ao longo dos três momentos de avaliação.	53
Figura 12 Evolução do tempo de latência ao longo dos três momentos de avaliação..	54

1. INTRODUÇÃO

No basquetebol, as lesões do complexo articular da tibiotársica são as mais comuns entre os atletas (Trojian et al., 2013, Lam et al., 2015, Tol et al., 2015, Doherty et al., 2014b), com uma grande percentagem a sofrer entorses recorrentes (Doherty et al., 2014b). Uma das consequências deste tipo de lesões é o surgimento da instabilidade crónica da tibiotársica (Hiller et al., 2011a). Esta tem sido definida de forma diversa por diferentes autores, cobre um vasto leque de sintomas e é predominantemente descrita como um conjunto de insuficiências que se estabelecem no complexo articular da tibiotársica após um episódio agudo de lesão (Hertel, 2008, Delahunt et al., 2010a). Esta condição engloba a instabilidade funcional e/ou instabilidade mecânica e/ou entorses recorrentes (Hertel, 2008, Delahunt et al., 2010a, Pourkazemi et al., 2014).

A instabilidade crónica da tibiotársica parece estar associada a várias limitações sensoriomotoras, entre as quais se encontram alterações na proprioção, na força e no controlo neuromuscular e postural (Hiller et al., 2011b). Numa tentativa de minimizar as alterações associadas à instabilidade e à recorrência após lesão da tibiotársica, a reabilitação foca-se tradicionalmente em identificar e corrigir limitações associadas à instabilidade crónica. Uma das intervenções mais comuns é a utilização de suportes externos, tais como as proteções rígidas e as ligaduras funcionais. Estas têm sido utilizadas de forma exaustiva na prática desportiva, numa tentativa de melhorar a estabilidade e de prevenir lesões (Wheeler et al., 2013).

Considerando isto, Mulligan desenvolveu a ligadura de reposicionamento do perónio, sugerindo que esta pode corrigir uma falha posicional anterior do perónio e manter um correto alinhamento do mesmo (Moiler et al., 2006, Someeh et al., 2015a). Mulligan defende que os indivíduos que sofrem uma entorse lateral da tibiotársica sofrem uma falha posicional anterior da extremidade distal do perónio em relação à tibia que é representada por um desalinhamento articular ou uma ligeira subluxação dificilmente detetada na prática clínica (Mulligan, 2010).

Atualmente não existe qualquer evidência de que a ligadura possa efetivamente corrigir a falha posicional nem se conhece o mecanismo neurofisiológico da sua atuação. Que seja do nosso conhecimento, ainda não existem estudos que avaliem o efeito imediato da ligadura no tempo de latência do músculo longo peronial durante um movimento de inversão repentino, nem que avaliem se o potencial efeito positivo

da ligadura se mantém após a realização de corrida em variáveis como o controlo postural e a performance funcional.

O objetivo do presente estudo foi o de comparar o efeito da ligadura de reposicionamento do perónio segundo Mulligan com o de uma ligadura placebo no controlo postural, na performance funcional do membro inferior e no tempo de latência do músculo longo peroneal em basquetebolistas adultos com instabilidade crónica da tibiotársica, imediatamente após a aplicação da ligadura e após um teste de corrida (*Yo-Yo Intermittent Recovery Test*).

2. REVISÃO DA LITERATURA

Ao longo da revisão da literatura será abordada a temática da entorse lateral da tibiotalar no basquetebol, sua incidência, fatores de risco e mecanismo de lesão. Seguidamente e atendendo aos sintomas residuais desta lesão, será abordada a instabilidade crónica da tibiotalar, sua classificação e défices funcionais e mecânicos associados a esta condição. Por último, serão enumeradas as várias abordagens da fisioterapia, entre as quais a aplicação da ligadura de reposicionamento do perónio e os resultados que se têm obtido com a aplicação desta técnica em basquetebolistas.

2.1 Entorse lateral da tibiotalar no basquetebol

No basquetebol, as lesões do complexo articular da tibiotalar são as mais comuns entre os atletas, sendo este complexo articular o mais afetado nesta modalidade desportiva (Trojian et al., 2013, Lam et al., 2015, Tol et al., 2015, Doherty et al., 2014b). Fong *et al.*, numa revisão sistemática que avaliou 227 estudos epidemiológicos, observaram que aproximadamente 15,9% das lesões no basquetebol ocorrem no tornozelo, 10,7% no joelho e 6,5% no tronco. (Fong et al., 2007). A incidência de lesões no complexo articular da tibiotalar em basquetebolistas é de 5.2 por mil pessoas-hora (Yde and Nielsen, 1990, McKay et al., 2001b, Fong et al., 2007). A lesão mais frequente é a entorse por inversão, representando 91% de todas as lesões deste complexo articular, seguida das fraturas (2,1%) e das escoriações (0,7%) (Fong et al., 2007, Delahunt et al., 2010a, Chan et al., 1984, Meeuwisse et al., 2003, Starkey, 2000).

2.1.1 Fatores de risco

A literatura tem vindo a definir um conjunto de fatores de risco, intrínsecos e extrínsecos, para a entorse da tibiotalar.

No que respeita aos fatores de risco intrínsecos, existem indicações de que uma flexão dorsal limitada por redução da flexibilidade aumenta cinco vezes o risco de ocorrência de entorse da tibiotalar em relação aos indivíduos com flexibilidade média que permite os 45° de flexão dorsal (Pope et al., 1998, de Noronha et al., 2006). Para além disso, indivíduos que apresentam menor flexão dorsal em cadeia cinética fechada em tarefas como a receção ao solo apresentam uma postura mais ereta, a qual reduz a capacidade de atenuação da força de reação do solo (Hoch et al., 2015). Por outro lado, uma lesão prévia e uma redução na estabilidade articular predispõem também

para a ocorrência de lesão (Willems et al., 2005b, Willems et al., 2005a). A diminuição da capacidade propriocetiva, assim como a redução do rácio do torque dos músculos eversores/inversores na posição de inversão leva à redução da força dos músculos eversores no início do movimento de eversão e, conseqüentemente, a um risco aumentado de sofrer uma entorse lateral (Pontaga, 2004, Dabadghav, 2015).

O género e a idade também parecem ter influência na incidência desta lesão; as mulheres são mais propensas a sofrer uma entorse da tibiotársica do que os homens, e a lesão tem maior incidência em crianças do que em adolescentes e adultos (Doherty et al., 2014b, Ito et al., 2015). Um estudo epidemiológico recente indicou também a existência de uma associação entre o índice de massa corporal (IMC) e a lesão da tibiotársica (Hershkovich et al., 2015). Um aumento do IMC parece aumentar o risco de lesão e, conseqüentemente, de instabilidade crónica tanto nos homens como nas mulheres, uma vez que o aumento do IMC induz um incremento nas forças a que a articulação e as estruturas ligamentares e musculares devem resistir (Pefanis et al., 2009, Hershkovich et al., 2015). Importa referir ainda que o risco de ocorrência de lesão não se encontra relacionado com fatores intrínsecos não modificáveis tais como a altura dos atletas (McKay et al., 2001a).

Note-se que a prática de desportos em campo coberto é a atividade de maior risco para a ocorrência de lesão (Fong et al., 2007).

A Tabela 1 apresenta, de forma breve, os fatores de risco intrínsecos e extrínsecos acima referidos para a lesão da tibiotársica.

Tabela 1 Fatores de risco para a lesão da tibiotársica

Intrínsecos	Extrínsecos
Flexão dorsal reduzida	Desporto em campo coberto
Crianças > adolescentes e adultos	
Menor capacidade propriocetiva	
Lesão prévia	
Sexo feminino	
Rácio Eversores/Inversores reduzido	
Lesão prévia	

2.1.2 Mecanismo de lesão

No que respeita ao mecanismo de lesão do entorse lateral da tibiotalar, quase metade das lesões ocorrem durante a queda após um salto (45%), tanto na queda em cima do pé de outro atleta como na receção ao solo (McKay et al., 2001b). Outros mecanismos de lesão são a rotação ou mudança de direção (30%), colisão com outro jogador (10%), queda (5%), paragem repentina (2,5%), tropeçar (2,5%) e outros (5%) (McKay et al., 2001a). Inicialmente, considerava-se que o movimento associado à lesão era um movimento excessivo de inversão e flexão plantar, do qual resultava a lesão do complexo ligamentar externo (Hertel, 2000, Caulfield, 2000). Contudo, técnicas mais recentes de análise do movimento, que incluem estudo em tempo real do mecanismo de lesão e estudos laboratoriais, têm demonstrado que a lesão ocorre também no movimento de inversão e rotação interna do pé sem a componente de flexão plantar (principalmente quando o pé se encontra completamente estabilizado no solo) (Kristianslund et al., 2011, Fong et al., 2012, Mok et al., 2011, Kobayashi and Gamada, 2014). Deste modo, e devido à natureza multiplanar da lesão, podem também ocorrer lesões na musculatura da face lateral da perna e tecido conjuntivo da região inferior da perna e pé (Fong et al., 2012, Giza et al., 2003, Fong et al., 2007).

2.1.3 Classificação da entorse

Tradicionalmente, as entorses laterais da tibiotalar classificam-se em três graus de acordo com a sua severidade (van den Bekerom et al., 2013). O Grau I caracteriza-se por ser uma lesão *minor* com dor e edema localizado nos tecidos moles, estiramento de algumas fibras do ligamento perónio astragalino anterior (LPAA) e sem instabilidade mecânica. O Grau II envolve um traumatismo mais violento, com rotura parcial do LPAA e do ligamento perónio calcâneo (LPC), implica perda funcional parcial com limitação algica para a carga e instabilidade moderada. O Grau III implica rotura completa do LPAA e do LPC, acompanhada de edema exuberante, equimose, grande instabilidade e impotência funcional total. As entorses de Grau II e III têm vulgarmente lesões coexistentes de estruturas peri-articulares (van den Bekerom et al., 2013).

2.1.4 Sintomatologia associada

Após uma entorse aguda é comum a ocorrência de dor, derrame e edema que podem contribuir para a redução da mobilidade e da funcionalidade do atleta (van Rijn et al., 2008). No que respeita às estruturas ligamentares, o LPAA é o mais frágil e o primeiro a ser afetado numa entorse em inversão. A lesão do LPAA é tipicamente seguida de lesão do LPC e do perónio astragalino posterior (LPAP), este último lesado apenas em entorses de Grau III. A lesão do LPAA ocorre de forma isolada em 66% dos casos e associada a lesão do LPC em 20% dos casos. As roturas isoladas do LPC são raras tal como a lesão do LPAP, esta última, como acima referido, ocorre mais frequentemente em fraturas, luxações ou na combinação de ambas (Safran et al., 2000, Czajka et al., 2014).

2.2 Instabilidade crónica da tibiotársica

Sendo o basquetebol um desporto multidirecional caracterizado por *sprints* repetitivos, paragens, mudanças de direção e manobras de salto enquanto o atleta tenta evitar o contacto com o adversário, este desporto apresenta uma grande percentagem de atletas a sofrerem entorses recorrentes durante a prática desportiva (Doherty et al., 2014b). Numa revisão sistemática de 19 artigos que estudaram a recorrência de lesão no basquetebol concluiu-se que 60% dos atletas apresentam entorses recorrentes. Para além disto, a percentagem ponderada de atletas que já sofreram entorse da tibiotársica e que apresentam instabilidade percebida é de 28% (Attenborough et al., 2014). Nenhum dos 19 estudos apresentou dados referentes à instabilidade mecânica (Attenborough et al., 2014).

A instabilidade crónica da tibiotársica, a qual tem sido definida diferentemente por vários autores, cobre um vasto leque de sintomas e é predominantemente descrita como um conjunto de insuficiências que se estabelecem no complexo articular da tibiotársica após um episódio agudo de lesão (Hertel, 2008, Delahunt et al., 2010a). Pelo critério de classificação das doenças da Organização Mundial de Saúde, na instabilidade crónica da tibiotársica as limitações funcionais e estruturais referem-se ao aumento da laxidez ligamentar e aos défices proprioceptivos (Hiller et al., 2011a). Por outro lado, as limitações na atividade afetam a execução de atividades tais como a marcha e a corrida. Por último, as restrições na participação, como consequência da

instabilidade, podem incluir a cessação da prática desportiva ou do envolvimento ocupacional (Hiller et al., 2011a).

Deste modo, e após consenso do *International Ankle Consortium* para a uniformização dos critérios de inclusão em estudos que pretendam avaliar indivíduos com instabilidade crónica da tibiotársica, definiu-se que um indivíduo com instabilidade é aquele que terá sofrido, pelo menos, um episódio de entorse da tibiotársica seguido de uma história de falha articular e/ou entorses recorrentes e/ou sensação de instabilidade na articulação previamente afetada (Hertel, 2002, Hiller et al., 2011a, Pietrosimone and Gribble, 2012, Gribble et al., 2013, Delahunt et al., 2010a). Assim, a instabilidade crónica é uma condição que engloba uma ou mais das três limitações que persistem após um episódio agudo de lesão da tibiotársica: instabilidade funcional, instabilidade mecânica e/ou entorse recorrente (Hertel, 2008, Delahunt et al., 2010a, Pourkazemi et al., 2014).

2.2.1 Instabilidade mecânica

A instabilidade mecânica resulta da perda das restrições mecânicas por parte das estruturas ligamentares laterais após alteração anatómica das mesmas, o que se traduz em laxidez mecânica das articulações talocrural e subtalar que pode levar à ocorrência de futuros episódios de instabilidade (Herb and Hertel, 2014). A ocorrência de uma lesão antes da completa cicatrização do tecido ligamentar pode evitar a formação adequada de tecido cicatricial e, consequentemente, originar insuficiências mecânicas no complexo articular devido a laxidez ligamentar patológica. Estas alterações podem provocar mudanças na biomecânica articular devido ao aumento da mobilidade articular e, com o tempo, induzir alterações sinoviais e degenerativas articulares que podem ocorrer em conjunto ou de forma isolada (Hubbard et al., 2007, Brown et al., 2008, Hertel, 2002). Outra potencial insuficiência relacionada com a instabilidade mecânica é a restrição da mobilidade articular de qualquer uma das três articulações que constituem o tornozelo (Hertel, 2002). Uma das restrições de mobilidade relacionada com entorses de repetição envolve uma aparente falha posicional na articulação tíbio-peronial inferior, na qual se verifica um possível deslocamento anterior e inferior do perónio em relação à tíbia (Hubbard and Hertel, 2008). Desta forma, estando o maléolo externo nesta falha posicional, o LPAA

encontra-se encurtado na posição de repouso. Assim, quando o retropé inicia a supinação, o astrágalo pode deslocar-se numa maior amplitude de movimento antes que o LPAA fique em tensão. Esta falha posicional do perónio pode resultar em episódios de instabilidade recorrente, levando a entorses de repetição (Hertel, 2002, Mulligan, 2010, Hubbard and Hertel, 2008, Hubbard et al., 2006). A hipomobilidade pode também ser considerada como uma insuficiência mecânica. Se a articulação talocrural não tem capacidade de completar a amplitude de flexão dorsal, a articulação não vai atingir a sua *closed-pack position* e terá desta forma maior facilidade em realizar inversão e rotação interna (de Noronha et al., 2006).

2.2.2 Instabilidade funcional

A instabilidade funcional é uma condição caracterizada pela sensação de falha articular, fraqueza e menor funcionalidade da articulação causada por défices proprioceptivos e de controlo neuromuscular decorrentes de uma lesão inicial e que têm como resultado um mecanismo de defesa inadequado contra a hipersupinação do retropé (Herb and Hertel, 2014, Lentell et al., 1990, Hertel, 2002). Nesta condição o indivíduo tem a perceção de que o tornozelo está instável, estando esta perceção associada, ou não, a sinais físicos (Hiller et al., 2011a).

Após uma entorse e consequente lesão ligamentar, ocorre uma alteração da função dos mecanoreceptores com implicações para a função proprioceptiva da articulação. A disrupção da informação aferente proveniente dos mecanoreceptores lesados afeta a acuidade proprioceptiva, em particular a perceção do movimento e da posição articular (Raymond et al., 2012, Munn et al., 2010). Após a cicatrização do complexo ligamentar lateral e das estruturas musculares circundantes pode ocorrer a restauração da estabilidade mecânica, no entanto, não é de esperar que ocorra a recuperação dos mecanoreceptores neles inseridos (Hertel, 2002, Hubbard and Hicks-Little, 2008), pelo que podem surgir défices clínicos no que respeita ao equilíbrio estático e dinâmico e no que respeita à função (Hertel, 2000, Wikstrom et al., 2007).

A importância da informação proveniente dos mecanoreceptores localizados nos tendões, ligamentos, músculos e pele que se encontram à volta da tibiotársica é a razão mais comumente aceite para a existência de instabilidade funcional, visto que

esta se encontra presente mesmo nos indivíduos que não apresentam laxidez mecânica pronunciada (Chinn et al., 2013).

Para além disso, ocorrem adaptações neurais centrais, neuroplasticidade, que contribuem para a perpetuação dos défices no controlo neuromuscular, não apenas nas estruturas que atravessam a articulação afetada como também nas vias neuromusculares do membro contra lateral (Bullock-Saxton et al., 1994, Jacobs, 2014, Pelletier et al., 2015). No caso da instabilidade crónica da tibiotársica, os mecanismos de controlo motor supraespinais são alterados no sentido de reduzir os requisitos posturais do membro afetado (Hertel and Olmsted-Kramer, 2007, Herb and Hertel, 2014, Hass et al., 2010). Estudos que aplicaram a estimulação elétrica transcraniana observaram diferenças na relação entre a instabilidade articular e as medidas de excitabilidade e inibição cortical em indivíduos com e sem instabilidade da tibiotársica (Needle et al., 2013). Assim, é uma possibilidade que indivíduos com instabilidade apresentem défices na excitabilidade corticomotora de músculos importantes para a prevenção de entorses, tais como o longo peronial (Needle et al., 2013, Pietrosimone and Gribble, 2012). Deste modo, ocorrem alterações tanto no controlo postural como na função muscular (Herb and Hertel, 2014).

2.2.3 Instabilidade funcional Vs. Instabilidade mecânica

As instabilidades, mecânica e funcional, não são mutuamente exclusivas mas fazem parte de um conjunto de alterações que contribuem para a instabilidade crónica da tibiotársica (Hertel, 2002). A presença concomitante de instabilidade mecânica e funcional tem sido largamente debatida, com alguns autores a referirem que a sua incidência é muito pequena ou inexistente (Hintermann, 1999) e outros a referirem que ocorre frequentemente (Denegar and Miller, 2002). A relação temporal entre a instabilidade mecânica e funcional também tem variado, com a instabilidade funcional a ser considerada uma consequência da instabilidade mecânica (Ryan, 1994) ou, pelo contrário, uma causa da mesma (Rosenbaum et al., 2000).

Em suma, se por um lado a instabilidade mecânica tem sido proposta como sendo o resultado de alterações anatómicas que podem provocar insuficiências que predis põem o individuo a futuros episódios de instabilidade, por outro lado, a instabilidade funcional tem sido descrita como o resultado de insuficiências funcionais,

tais como a redução no controlo neuromuscular e na proprioção, que também predis põem o indivíduo a futuros episódios de instabilidade (Hiller et al., 2011b).

2.2.4 Entorses recorrentes

Quando as alterações mecânicas e funcionais estão presentes podem ocorrer episódios recorrentes de entorse. No entanto, tem-se verificado que alguns indivíduos com sensações residuais de instabilidade e laxidez ligamentar não apresentam lesões reincidentes e, por outro lado, controversamente, outros indivíduos que sofreram entorses recorrentes não apresentam instabilidade mecânica ou funcional (Pourkazemi et al., 2014, Hiller et al., 2007, Hiller et al., 2008). Deste modo, a recorrência de entorses é uma das limitações constituintes da instabilidade crónica da tibiotalária, que pode ocorrer conjuntamente com a instabilidade funcional e/ou mecânica ou de forma isolada (Hiller et al., 2011a).

2.3 Alterações associadas à instabilidade crónica da tibiotalária

Numa tentativa de minimizar a sintomatologia associada à instabilidade e à recorrência após lesão da tibiotalária, a reabilitação foca-se tradicionalmente na identificação e correção de limitações associadas à instabilidade crónica. Têm sido identificadas várias limitações sensoriomotoras relacionadas com a instabilidade crónica da tibiotalária, entre as quais se encontram alterações na proprioção, na força e no controlo neuromuscular e postural (Hiller et al., 2011b).

▪ Proprioção

Os défices propriocetivos podem ocorrer nas três modalidades propriocetivas: sensação da posição articular, de movimento articular e de força percebida (resistência) (Schifftan et al., 2015).

Existem numerosos estudos que, através da medição de ângulos articulares com dinamómetro isocinético, sugerem que a sensação do posicionamento articular está significativamente diminuída em indivíduos que apresentam instabilidade crónica da tibiotalária (Fu and Hui-Chan, 2005, Lee et al., 2006, Lee and Lin, 2008, Santos and Liu, 2008, Willems et al., 2002, Witchalls et al., 2012). Uma meta-análise concluiu que os indivíduos com instabilidade crónica da tibiotalária apresentam défices consistentes no reconhecimento da posição articular quando comparados com indivíduos saudáveis

(McKeon and McKeon, 2012). No entanto, alguns estudos têm apresentado resultados contraditórios (Santos and Liu, 2008) que advêm, regra geral, de diferenças nos critérios de inclusão para seleção de indivíduos com instabilidade crónica e do uso de instrumentos e metodologias pouco apropriadas para a determinação dos erros angulares (Kobayashi and Gamada, 2014).

No que respeita à capacidade de deteção de movimento articular, tem sido reportado um aumento do limiar de deteção de movimento em indivíduos com instabilidade crónica (Refshauge et al., 2003). No entanto, estudos mais recentes que utilizam equipamentos específicos de controlo do movimento no que respeita à sua velocidade e amplitude, sugerem não existir diferenças significativas (Hubbard and Kaminski, 2002, de Noronha et al., 2007). A sensação de força (resistência) também tem sido investigada medindo o grau de erro quando os indivíduos reproduzem um determinado torque de eversão, tendo sido detetado um maior erro nos indivíduos com instabilidade funcional (Wright and Arnold, 2012).

▪ **Controlo neuromuscular**

Têm sido verificados défices nos padrões de recrutamento neuromuscular em indivíduos com história de entorses recorrentes, baseando-se no tempo de latência neuromuscular, no rácio reflexo de Hoffmann de máxima amplitude pela onda Muscular máxima (rácio H:M) e na ativação muscular (Delahunt, 2007, Palmieri et al., 2004, Gutierrez et al., 2009).

No que respeita ao tempo de latência neuromuscular, a maioria dos estudos utilizaram uma *trap door* (plataforma de inversão) e avaliaram o tempo de latência dos músculos longo peroneal e tibial anterior em resposta a um movimento súbito de inversão. Alguns estudos indicaram um aumento significativo no tempo de latência muscular durante o movimento de inversão inesperado estaticamente (Vaes et al., 2002, Kavanagh et al., 2012, Mitchell et al., 2008a, Lofvenberg et al., 1995, Pietrosimone and Gribble, 2012) e dinamicamente (Ty Hopkins et al., 2007, Hopkins et al., 2012) em indivíduos com instabilidade crónica da tibiotársica. Por outro lado, outros estudos revelaram não existir diferenças significativas entre indivíduos saudáveis e indivíduos com instabilidade (Santos and Liu, 2008, Ebig et al., 1997, Vaes et al., 2001). Estas inconsistências podem ser atribuídas à grande variabilidade dos critérios de inclusão

para instabilidade crónica nesses estudos, pelo que é fundamental a realização de estudos que usem os critérios de inclusão definidos pelo *International Ankle Consortium* (Gribble et al., 2013, Kobayashi and Gamada, 2014). Uma meta-análise recente de 23 artigos concluiu que indivíduos com história de entorse da tibiotársica, tal como os indivíduos com instabilidade crónica, apresentam défices no tempo de latência do longo peroneal aquando de uma inversão inesperada quando comparados com o membro não afetado ou com um grupo de controlo saudável (Hoch and McKeon, 2014).

O rácio H:M (Reflexo de Hoffmann e resposta muscular) é utilizado para avaliar a excitabilidade do reflexo de Hoffmann e assim inferir sobre a excitabilidade dos motoneurónios e/ou o grau de inibição pré-sináptica (Palmieri et al., 2004). Alguns estudos têm sugerido que os rácios H:M do longo peroneal e do solear estão diminuídos (Kim et al., 2012, Palmieri-Smith et al., 2009).

Por outro lado, no que respeita a atividades funcionais, a co contração do tibial anterior/peroneal antes da receção ao solo e a atividade do longo peroneal imediatamente após a receção ao solo, estão significativamente diminuídas (Brown et al., 2004, Caulfield et al., 2004, Delahunt et al., 2006).

▪ **Controlo postural**

O mecanismo de controlo postural possui duas funções: a primeira é responsável pela manutenção da postura contra a gravidade assegurando o equilíbrio estático e dinâmico; a segunda corrige a orientação e posição dos segmentos servindo de referência para a perceção e ação com respeito ao meio envolvente (Massion, 1994). Estas funções baseiam-se em vários componentes: valores de referência tais como a orientação dos segmentos do corpo e a posição do centro de gravidade; *inputs* multissensoriais que regulam a orientação e a estabilização dos segmentos corporais e reações ou antecipações posturais para recuperação após perturbações do equilíbrio durante o movimento voluntário (Doherty et al., 2014a, Deliagina et al., 2012). O controlo postural requer a integração de informações aferentes somatosensoriais, visuais e vestibulares para controlar os músculos de forma a manter a estabilidade (Hertel, 2008).

Tem sido sugerido que a instabilidade crónica da tibiotársica está associada a défices no controlo postural, os quais englobam a incapacidade em manter a estabilidade numa pequena base de sustentação em apoio unipodal (Tropp and Odenrick, 1988, McKeon and Hertel, 2008b). Apesar de se encontrarem na literatura numerosos métodos e medidas de avaliação do controlo postural, a plataforma de forças destaca-se como o *Gold Standard* (Ponce-Gonzalez et al., 2014, Goldie et al., 1989, McKeon and Hertel, 2008b).

Estudos recentes, com uma definição mais clara dos critérios de inclusão para a instabilidade crónica, têm sido consistentes na deteção de défices no controlo postural estático (McKeon and Hertel, 2008a, Mitchell et al., 2008b, Ross et al., 2009, Levin et al., 2012, Pope et al., 2011, Sekir et al., 2007, Santos and Liu, 2008) e dinâmico (Someeh et al., 2015b). Da mesma forma, revisões sistemáticas e meta-análises têm sugerido a existência de défices no controlo postural estático em indivíduos com instabilidade crónica da tibiotársica (Hiller et al., 2011b, Kobayashi and Gamada, 2014, Arnold et al., 2009).

▪ **Força muscular**

A diminuição da função dos músculos peri-articulares tem sido sugerida como potencial causa para as restrições de participação em indivíduos com instabilidade crónica estabelecida (Kaminski and Hartsell, 2002). A persistência de fraqueza muscular em indivíduos com instabilidade crónica tem sido demonstrada em avaliações isocinéticas (Willems et al., 2002, Pontaga, 2004, Palmieri-Smith et al., 2009, Santilli et al., 2005), sendo a musculatura eversora alvo de maior interesse pelo seu papel de antagonista do movimento de inversão. No que respeita aos músculos eversores, uma meta-análise recente observou que a velocidade de encurtamento dos eversores (contração concêntrica) está diminuída nos indivíduos com instabilidade crónica, independentemente da velocidade angular do movimento (Kobayashi and Gamada, 2014). Apesar disto, não existe consenso no que respeita às alterações da musculatura responsável pela flexão plantar e pela inversão (Kobayashi and Gamada, 2014, Hopper et al., 2009).

▪ Performance funcional

Face ao exposto anteriormente, seria lógico encontrar défices significativos no desempenho funcional de indivíduos que apresentam instabilidade crónica da tibiotársica contudo, isso não tem sido reportado de forma consistente na literatura (Caffrey et al., 2009).

A literatura, apesar de limitada, tem reportado através da aplicação dos testes funcionais *Hop tests*, um aumento significativo do tempo de execução dos mesmos, principalmente no teste em 8 e no teste lateral, quando realizados em apoio unipodal (Docherty et al., 2005, Buchanan et al., 2008, Caffrey et al., 2009, Sharma et al., 2011).

Os sintomas da instabilidade funcional não ocorrem de maneira isolada mas fazem parte de um paradigma pato-etiológico. A lesão articular provoca défices proprioceptivos, os quais provocam limitações no controlo neuromuscular e postural. Os défices observados não se limitam às informações aferentes, porque estas dependem da perceção consciente supraespinal da informação somatosensorial recebida da periferia, pelo que é difícil determinar se as alterações relacionadas com a instabilidade articular representam disfunções aferentes periféricas, alterações no sistema nervoso central, ou ambas (Hertel, 2008). No entanto, apesar de a origem não ser completamente conhecida, estas alterações limitam o sistema de proteção dinâmico da tibiotársica e predispõem-na a episódios recorrentes de instabilidade associados a défices funcionais (Hertel, 2002, Hiller et al., 2011a, Hertel, 2008).

Pela análise da literatura é evidente a existência de défices na perceção de informações aferentes, nas respostas reflexas e no controlo motor eferente em indivíduos com instabilidade crónica da tibiotársica. Para além disto, são evidentes défices funcionais e de força muscular. A origem específica desses défices ainda não está bem elucidada, no entanto, os fisioterapeutas podem utilizar esta informação para identificar intervenções específicas para cada disfunção, com o objetivo de restabelecer a função sensoriomotora em indivíduos com instabilidade crónica, por forma a prevenir a ocorrência de novos episódios de lesão ou instabilidade.

2.4 Intervenção

Atualmente, a intervenção divide-se em quatro áreas principais: treino de força, treino de equilíbrio, atividades funcionais e restabelecimento das amplitudes de movimento.

▪ **Treino de força**

Os quatro principais grupos musculares com ação na tibiotársica (compartimento anterior, lateral, posterior profundo e posterior superficial) atuam como estabilizadores durante atividades funcionais. Nos indivíduos com instabilidade crónica da tibiotársica, a fraqueza dos eversores pode contribuir para uma maior inversão do pé durante a marcha. Para além disso, tem-se colocado a hipótese de que a diminuição da força dos músculos que atravessam articulações mais proximais, tais como o joelho e a anca, possa também ter um papel importante na instabilidade crónica (Donovan and Hertel, 2012).

Tem sido demonstrado que exercícios de fortalecimento muscular da musculatura inversora e eversora da tibiotársica promovem um aumento da força nos músculos estabilizadores da articulação, podendo assim aumentar a estabilidade articular e a função do membro inferior (Docherty et al., 1998, Hale et al., 2007, Smith et al., 2012).

▪ **Treino de equilíbrio**

A evidência atual suporta a eficácia do trabalho de equilíbrio funcional dinâmico em cadeia cinética fechada, especialmente quando se utilizam superfícies instáveis. Os estudos revelam melhorias tanto no controlo postural como na instabilidade percebida (Hale et al., 2007, Zemkova and Hamar, 2010, McLeod et al., 2009, McGuine and Keene, 2006, Cumps et al., 2007). Este tipo de exercícios tem sido implementado no final do período de reabilitação, no retorno às atividades funcionais e para prevenir novos episódios de instabilidade, sendo plenamente aceite pela comunidade científica que o trabalho propriocetivo reduz o risco de ocorrência de entorse em atletas com historial de lesão prévia (Schiftan et al., 2015).

▪ **Atividades funcionais**

Indivíduos com instabilidade crónica apresentam alterações no padrão de marcha e em atividades desportivas específicas, tais como a receção ao solo após o salto (Caulfield et al., 2004, Chinn et al., 2013, Ty Hopkins et al., 2007). Deste modo, a realização e correção de atividades funcionais, entre as quais caminhar, correr, saltar e corrida com mudanças de direção, são recomendadas; no entanto, a sua introdução nos planos de reabilitação tem sido pouco explorada na literatura (Donovan and Hertel, 2012).

▪ Suporte externo - Ligadura de reposicionamento do perónio de Mulligan

Uma das intervenções mais comuns no tratamento e prevenção de lesões da tibiotársica é a utilização de suportes externos, tais como as proteções rígidas e as ligaduras funcionais. Estas têm sido utilizadas de forma exaustiva na prática desportiva, numa tentativa de melhorar a estabilidade e de prevenir lesões (Wheeler et al., 2013). No entanto, funcionando como um reforço da informação propriocetiva na região do tornozelo, é importante a escolha de uma ligadura que, permitindo o movimento, melhore a informação aferente normalmente alterada nos indivíduos com instabilidade crónica da tibiotársica (Lee et al., 2006).

Para que as articulações possam completar as suas amplitudes de movimento fisiológico, tem de ocorrer uma normal artrocinemática, isto é, um normal movimento das superfícies articulares enquanto os ossos se movem ao longo das suas amplitudes de movimento fisiológico (Denegar and Miller, 2002). Alguns dos movimentos que ocorrem na articulação são movimentos acessórios que o indivíduo não pode reproduzir de maneira isolada ou voluntária. Uma falha posicional de uma estrutura óssea pode alterar a artrocinemática da articulação e, assim, levar a amplitudes de movimento fisiológico alteradas, a alterações ligamentares e estruturais e a défices na função articular (Hubbard et al., 2006).

Mulligan propôs que os indivíduos que sofrem uma entorse lateral da tibiotársica sofrem uma falha posicional anterior da extremidade distal do perónio em relação à tibia, que é representada por um desalinhamento articular ou uma ligeira subluxação dificilmente detetada na prática clínica (Mulligan, 2010). O autor sugere que a falha posicional anterior do perónio pode ser provocada tanto pela tensão exercida pelo LPAA na sua porção distal para uma subluxação anterior e caudal, como pelo edema na região articular aquando da ocorrência da lesão. Consequentemente, esta falha posicional, induzida pela lesão ligamentar inicial ou pela resposta tecidual secundária, pode provocar défices mecânicos e funcionais na articulação (Mulligan, 2010, Hubbard and Hertel, 2008). A combinação destes fatores pode levar a um tornozelo instável e assim ao aumento do risco de ocorrência de futuros episódios de instabilidade (Hubbard et al., 2006). Esta teoria tem sido testada, tendo alguns estudos analisado as alterações no posicionamento do perónio em indivíduos com instabilidade crónica da tibiotársica com resultados contraditórios; alguns reportam um deslocamento anterior

(Hubbard et al., 2006, Kavanagh, 1999, Mavi et al., 2002, Hubbard and Hertel, 2008), outros reportam um deslocamento posterior (McDermott et al., 2004, Mavi et al., 2002, Eren et al., 2003, Scranton et al., 2000) e ainda houve um estudo que não observou diferenças significativas de posicionamento (LeBrun and Krause, 2005). Estes resultados contraditórios podem resultar de variações nos instrumentos de medida e nos métodos de avaliação utilizados. Estudos que revelaram um deslocamento posterior do perónio realizaram a avaliação através do *Axial Malleolar Index*, o qual pode dar uma falsa impressão de deslocamento posterior devido às variações anatómicas no posicionamento do astrágalo, pelo que se tem recomendado a avaliação do posicionamento do perónio em relação à tibia (Hubbard et al., 2006). Os artigos que seguem esta recomendação apresentam resultados semelhantes e indicativos de um deslocamento anterior do perónio (Moiler et al., 2006).

Considerando isto, Mulligan desenvolveu a ligadura de reposicionamento do perónio, que é uma técnica que requer duas tiras de tape rígido de, aproximadamente, 20 centímetros, aplicadas uma por cima da outra de forma oblíqua, com o objetivo de exercer uma força pósterio-cefálica no perónio, com início na região do maléolo externo (Moiler et al., 2006, Someeh et al., 2015a). Mulligan sugere que este método pode corrigir a falha posicional anterior do perónio e manter um correto alinhamento do mesmo.

A aplicação da ligadura de reposicionamento do perónio é, de alguma maneira, análoga a uma técnica de mobilização de deslizamento posterior tibioperonial, usada normalmente para aumentar a amplitude de movimento de flexão dorsal e através da qual se têm promovido melhorias no controlo postural em indivíduos com instabilidade crónica da tibiotársica (Hoch and McKeon, 2011, Wheeler et al., 2013). A ligadura pode também ser vantajosa na medida em que se mantém durante a prática desportiva e, ao contrário da ligadura funcional normal, não limita as amplitudes de movimento da tibiotársica, promovendo a mobilidade articular, sobretudo a flexão dorsal (Wheeler et al., 2013).

Não existe evidência de que a ligadura possa efetivamente corrigir a falha posicional, nem se conhece o mecanismo neurofisiológico da sua atuação. No entanto, têm surgido alguns estudos, apesar de em número limitado, a documentar os efeitos da

ligadura nos défices sensoriomotores de indivíduos com instabilidade crónica da tibiotársica e na prevenção de lesões (Tabela 2).

Someeh et al., observaram resultados clinicamente significativos no que respeita à melhoria do controlo postural dinâmico em atletas com instabilidade crónica da tibiotársica e em atletas saudáveis (Someeh et al., 2015b). Por outro lado, *Wheeler et al.*, obtiveram resultados estatisticamente mas não clinicamente significativos (Wheeler et al., 2013). Outro artigo revelou que, apesar de não se observarem melhorias significativas no controlo postural, os participantes apresentaram melhorias significativas na sensação de estabilidade e na perceção de confiança e de segurança (Delahunt et al., 2010b). Por outro lado, *Hopper et al.*, não observaram melhorias significativas no controlo postural estático e dinâmico nos indivíduos com instabilidade que utilizaram a ligadura (Hopper et al., 2009).

No que respeita à função neuromuscular, *Chou et al.* observaram melhorias no rácio H:M do músculo solear, colocando-se a hipótese da ligadura, ao corrigir a falha posicional, melhorar a ativação do músculo solear (Chou et al., 2013).

No que respeita à performance funcional, um estudo observou melhorias significativas nos resultados dos testes funcionais dos atletas avaliados, imediatamente após a aplicação da ligadura (Someeh et al., 2015a). Outro estudo sugeriu que a ligadura causa mudanças na cinemática da reação ao solo unipodal, melhorando a estabilidade articular e, desta forma, reduzindo o risco de entorses recorrentes (East et al., 2010).

No que diz respeito à incidência de lesões, um estudo prospetivo avaliou a incidência e severidade de lesão da tibiotársica em basquetebolistas, verificando uma menor incidência de lesão nos atletas que utilizavam a ligadura de reposicionamento do perónio, fornecendo desta forma dados preliminares com respeito aos efeitos profiláticos da ligadura (Moiler et al., 2006).

2.5 Sumário e perspetivas futuras

Considerando que a instabilidade da tibiotársica apresenta uma elevada incidência e prevalência nos basquetebolistas é fundamental aprofundar as estratégias existentes para redução das limitações funcionais e mecânicas decorrentes desta condição e, consequentemente, reduzir a ocorrência de futuras lesões.

Que seja do nosso conhecimento, ainda não existem estudos que avaliem o efeito imediato da ligadura no tempo de latência do músculo longo peroneal durante um movimento de inversão repentino, nem que avaliem se o potencial efeito positivo da ligadura se mantém após a realização de corrida em variáveis como o controlo postural e a performance funcional. Se esta ligadura provar ser efetiva em atletas com instabilidade crónica, esta poderá futuramente ser introduzida nos protocolos de intervenção em contexto de prevenção e reabilitação de entorses da tibiotársica.

Tabela 2 Resumo dos estudos sobre a aplicação da ligadura de reposicionamento do perónio (Mulligan) em indivíduos com instabilidade crónica da tibiotalársica

Autores, Ano	Participantes	Intervenção	Variáveis	Resultados	Conclusões
(Moiler et al., 2006)	N= 125 Basquetebolistas: - Saudáveis - Com instabilidade crónica da tibiotalársica	Grupo Controlo (n=61) - Profilaxia opcional excluindo ligadura de reposicionamento do perónio - 209 exposições Grupo experimental (n=64) Utilização da ligadura de reposicionamento do perónio - 224 exposições;	Incidência e severidade de lesão da tibiotalársica	443 exposições resultaram em 11 lesões. Todas as lesões ocorreram em indivíduos com historial de lesão. Incidência de lesão da tibiotalársica Grupo experimental (n=2 lesões) < Grupo Controlo (n=9 lesões) (p=0,03) Severidade da lesão Número de lesões insuficiente, não permite comparações estatisticamente significativas.	Maior incidência de lesões no grupo que não utilizou a ligadura de reposicionamento do perónio
(Hopper et al., 2009)	N= 20 Atletas com instabilidade crónica da tibiotalársica unilateral.	Quatro condições: - MI estável com ligadura de Mulligan - MI instável com ligadura de Mulligan - MI instável sem ligadura - MI estável sem ligadura	- Equilíbrio estático (10 segundos) - Controlo postural após <i>Hop test</i> de 30 segundos (imediatamente, 30 e 60 segundos após) - Equilíbrio dinâmico	Melhorias no controlo postural ao longo do tempo após <i>hop test</i> em todas as condições (F=9,54, p<0,001). Entre os 0 e os 30s pós <i>hop test</i> (p=0,049) Entre os 30 e os 60s (p=0,017), Entre os 0 e os 60s (p <0,001) Equilíbrio estático entre as 4 condições (p=0,79); Equilíbrio dinâmico entre as 4 condições. (p=0.56, p=0,54 p=0,14)	Tanto em descanso como em fadiga, a ligadura de reposicionamento do perónio não teve impacto no controlo neuromuscular durante o equilíbrio estático e dinâmico em atletas saudáveis e com instabilidade,
(Delahunt et al., 2010b)	N=16 Indivíduos com instabilidade crónica	Três condições: - Sem ligadura - Ligadura de Mulligan	- SEBT - Perceção de estabilidade,	- SEBT: Diferenças nas médias das 3 condições (F(6,56)=1.30; p=0,27)	Não se observaram mudanças significativas no

	da tibiotalar bilateral e unilateral	- Sling subtalar	confiança e segurança	- Sensação de confiança aumentou em 56% dos participantes ($P=0,002$) em ambas condições. - Sensação de estabilidade aumentou: Grupo Sling subtalar: 87,5% dos participantes ($p<0,001$) Grupo Ligadura de Mulligan: 75% dos participantes ($p<0,001$) - Sensação de segurança Grupo sling subtalar: 68,75% dos participante ($p<0,001$) Grupo Ligadura de Mulligan: 50% dos participantes ($p=0,005$)	controle postural dinâmico após a aplicação das ligaduras. Melhoria na sensação de estabilidade, percepção de confiança e segurança
(East et al., 2010)	N=30 Indivíduos com instabilidade crónica da tibiotalar	- Grupo Mulligan (n=10) Aplicação de ligadura de Mulligan - Grupo placebo (n=10) Aplicação de ligadura placebo - Grupo controle (n=10) Sem ligadura	Cinemática da tibiotalar e atividade muscular na recepção ao solo	Indivíduos com a ligadura de Mulligan aterraram com menor flexão plantar ($p=0,001$) e uma diminuição da ativação do tibial anterior imediatamente antes do contacto no solo ($p<0,001$) após a aplicação da ligadura.	Ligadura de reposicionamento do perónio causa mudanças na cinemática da recepção ao solo que podem melhorar a estabilidade da articulação.
(Wheeler et al., 2013)	N= 23 Indivíduos com instabilidade crónica da tibiotalar	- Grupo Mulligan Aplicação de ligadura de Mulligan - Grupo placebo Aplicação de ligadura placebo	- Amplitude de flexão dorsal - SEBT	Amplitude de flexão dorsal: Ambos grupos ($F= 8.07$, $p= 0,007$) SEBT: Ligadura Mulligan vs Ligadura Placebo Distância na direção Posteromedial ($F= 5.84$, $p=0,02$) Distancia na direção anterior ($F= 2.33$, $P= 0,14$) Distância na direção posteromedial ($F=0,41$, $p =0,53$)	Ligadura de reposicionamento do perónio não melhora as variáveis avaliadas. Não foram atingidas as diferenças mínimas detetáveis.

(Chou et al., 2013)	N= 12 Indivíduos com instabilidade crónica da tibiotalársica	1 Grupo com dois momentos de avaliação (separados por 7 dias): - Ligadura de Mulligan - Ligadura placebo	Rácio H:M dos músculos solear e longo peroneal	Rácio H:M do solear: Após Ligadura de Mulligan: (F=12.16, P<0,001) Após Ligadura Placebo (F=2.29, p=0,13) Rácio H:M do longo peroneal: Após ligadura de Mulligan (F=1.91, p=0,17) Após Ligadura Placebo (F=2.46, p=0,11).	A ligadura de reposicionamento do perónio aumenta o reflexo de Hoffmann em indivíduos com instabilidade crónica da tibiotalársica
(Grindstaff et al., 2015)	N=21 Indivíduos com instabilidade crónica da tibiotalársica e pelo menos 5 graus de assimetria na flexão dorsal	1 Grupo com dois momentos de avaliação - Ligadura de Mulligan - Ligadura Placebo	Excitabilidade do reflexo espinal do músculo solear e longo peroneal	Antes vs. Após aplicação da ligadura Músculo Solear (F(1,39) = 0.01, p=0,91) Músculo longo peroneal (F(1,39) =0,001, p=0,99).	Não se observaram melhorias significativas no reflexo h/M imediatamente após a aplicação da ligadura independentemente da tensão aplicada.
(Someeh et al., 2015b)	N= 32 -16 Atletas com instabilidade crónica da tibiotalársica unilateral -16 Atletas saudáveis	Aplicação ligadura de Mulligan: - Grupo saudável - Grupo com instabilidade	- SEBT	SEBT: Distância na direção medial: Grupo Instável (F=4,26, p=0,05) Grupo Saudáveis (F= 14,63, p=0,002). Distância na direção anteromedial: Grupo Instável (F=8,56, p=0,01), Grupo Saudável (F=2,99, p=0,1). Distância na direção posteromedial: Grupo Instável: (F=7,24, p=0,01); Grupo Saudável: (F=11,16, p=0,005) Alcance Total: Grupo Instável (F=16,25, p=0,001;	Ligadura de reposicionamento do perónio melhora significativamente o controlo postural dinâmico em atletas saudáveis e com instabilidade.

Grupo Saudável (F=13,00, p=0,003)					
(Someeh et al., 2015a)	N= 32 - 16 Atletas com instabilidade crónica unilateral - 16 Atletas saudáveis	Aplicação da ligadura de Mulligan: - Grupo saudável - Grupo com instabilidade	Testes funcionais: - <i>hop test</i> 8 - <i>hop test</i> lateral - <i>hop test</i> unipodal	Hop test unipodal (sem ligadura Vs. com ligadura) Grupo com instabilidade: de $10,07 \pm 2.45$ para $8,99 \pm 2.01s$, ($P = 0,014$, 10.7%) Grupo saudável: de $7,43 \pm 0.99$ para $6,91 \pm 1s$, ($P = 0,001$, 7%) Hop test lateral Grupo Com instabilidade: de $5,36 \pm 0,79$ a $4,97 \pm 0,59 s$, ($P=0,005$, 7.2%) Grupo Saudável: de $4,36 \pm 0,5$ a $4,14 \pm 0,4 s$, ($P = 0,001$, 5%) Hop test em 8 Grupo com instabilidade: de $9,23 \pm 1,16$ a $8,41 \pm 1,16 s$, ($P=0,001$, 8.8%) Grupo Saudável: de $7,6 \pm 1,18$ a $7,22 \pm 1,09 s$, ($P = 0,001$, 5%)	Ligadura de reposicionamento do perónio melhora significativamente a performance funcional em atletas saudáveis e com instabilidade

MI: membro inferior; SEBT: *Star Excursion Balance test*.

3. METODOLOGIA

Este capítulo descreve em detalhe a amostra, os instrumentos de medida utilizados, os procedimentos de recolha de dados e a análise dos mesmos.

3.1. Objetivo do estudo

O objetivo do presente estudo foi comparar o efeito da ligadura de reposicionamento do perónio segundo Mulligan com o de uma ligadura placebo no controlo postural, na performance funcional do membro inferior e no tempo de latência do músculo longo peronial em basquetebolistas adultos com instabilidade crónica da tibiotársica, imediatamente após a aplicação da ligadura e após um teste de corrida (*Yo-Yo IRT*).

3.2. Desenho do estudo

Este é um estudo cruzado de amostras emparelhadas (Figura 1). A amostra foi selecionada de acordo com o cumprimento dos critérios de inclusão e posteriormente randomizada no que respeita à ordem de aplicação das ligaduras (ligadura de reposicionamento do perónio: Mulligan e ligadura placebo) através do *Software Randomizer* (www.randomizer.org). Este *Software* gerou uma sequência aleatória dos números 1 e 2, em que 1 representou a aplicação da ligadura de reposicionamento do perónio (Mulligan) e 2 a aplicação de ligadura placebo para o total de número de participantes, para a primeira sessão.

O estudo foi cego para os participantes avaliados na medida em que estes não sabiam quando lhes era colocada uma ou outra ligadura. Para além disto, foi cego para o avaliador do controlo postural e do tempo de latência muscular do músculo longo peronial. Contudo, o avaliador da performance do membro inferior não foi cego quanto ao tipo de ligadura, uma vez que foi este que aplicou as mesmas.

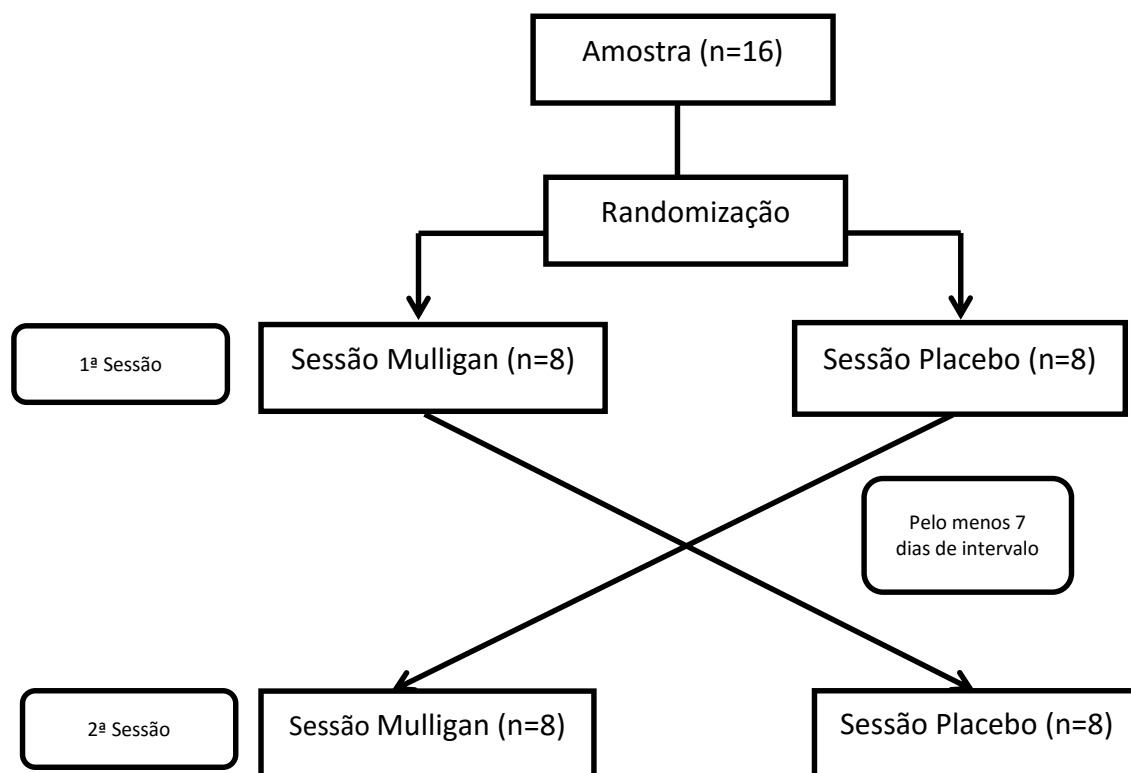


Figura 1 Desenho do estudo. Estudo cruzado de amostras emparelhadas.

3.3. Considerações éticas

O presente estudo foi submetido e aprovado pelo conselho de Ética e Deontologia da Universidade de Aveiro (Anexo II). Após seleção dos participantes, foi-lhes solicitada a leitura e assinatura do consentimento informado (Apêndice I) e procedeu-se à entrega de um documento com informações relativas ao seu papel no estudo e às características do mesmo (Apêndice II).

3.4. Participantes e recrutamento

Os participantes foram 16 atletas federados de basquetebol de ambos os sexos (10 do sexo masculino e 6 do sexo feminino), com idades compreendidas entre os 18 e os 27 anos (Média \pm desvio padrão: 21,50 \pm 2,76 anos de idade) com instabilidade crónica da tibiotársica, pertencentes a dois clubes do distrito de Aveiro.

Para serem incluídos no estudo os participantes tinham que ser basquetebolistas federados com instabilidade crónica da tibiotársica. Foram considerados os atletas que referiram prática desportiva regular (i.e. pelo menos 3 treinos por semana). A presença de instabilidade foi definida através de um conjunto de critérios recomendados pelo *International Ankle Consortium* (Gribble et al., 2013):

- História de, pelo menos, 1 entorse da tibiotársica com sinais inflamatórios associados que tenha causado, pelo menos, um dia de interrupção da atividade desportiva.
 - A primeira entorse tem de ter ocorrido há pelo menos 12 meses e implicado pelo menos um dia de interrupção da atividade desportiva;
 - A última entorse tem de ter ocorrido pelo menos 3 meses antes da recolha de dados;
- História de sensação de falha articular e/ou sensação de instabilidade.
 - Falha articular em, pelo menos, dois episódios nos seis meses anteriores ao estudo;
 - Sensação de instabilidade: avaliada através da “*Cumberland Ankle Instability Tool*” com um score ≤ 25 (Anexo I) (Wright et al., 2014).

No caso de instabilidade bilateral, o membro inferior avaliado foi aquele que apresentou um maior número de recidivas e uma menor pontuação no questionário de instabilidade percebida (i.e. *Cumberland Ankle Instability Tool*).

Os critérios de exclusão foram definidos com base nas recomendações do *International Ankle Consortium* (Gribble et al., 2013):

- História de cirurgias prévias a estruturas músculo-esqueléticas (ex. ossos, articulações, nervos) no membro inferior em estudo;
- História de fratura nos membros inferiores que tenha obrigado a realinhamento;
- Lesão de estruturas músculo-esqueléticas de outras articulações do membro inferior nos 3 meses anteriores à recolha de dados, passíveis de alterar a integridade estrutural e funcional das mesmas (exemplos: entorses, fraturas), resultando na interrupção da prática desportiva por, pelo menos, um dia.

O despiste dos critérios de exclusão efetuou-se através do preenchimento de um questionário desenhado para o efeito (Apêndice III).

3.5. Procedimentos

A recolha dos dados efetuou-se no laboratório de Estudo do Movimento Humano da Escola Superior de Saúde da Universidade de Aveiro. Cada participante foi avaliado em duas sessões com, pelo menos, uma semana de intervalo. Numa sessão foi aplicada a ligadura de reposicionamento do perónio de Mulligan e, na outra, uma ligadura

placebo. A ordem de aplicação das ligaduras foi randomizada de forma que igual número de participantes recebesse os dois tipos de ligadura na primeira sessão (*block randomization*). O protocolo para cada sessão foi constituído por três momentos de avaliação das variáveis em estudo; o primeiro momento decorreu antes da aplicação da ligadura (Mulligan ou Placebo), o segundo imediatamente após a colocação da ligadura e o terceiro momento após efetuar um teste de corrida (*Yo-Yo IRT*) com a ligadura (Figura 2).

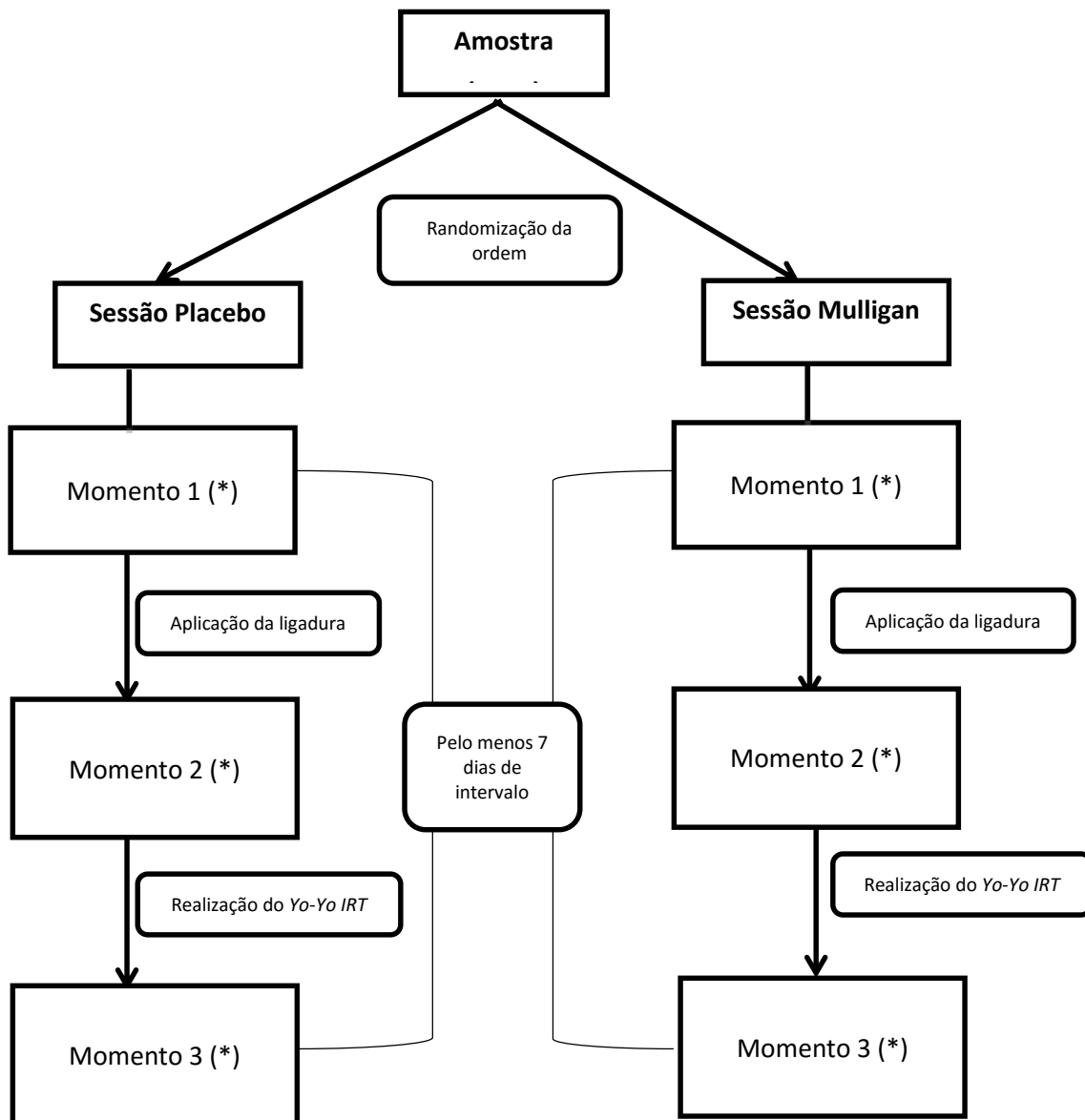


Figura 2 Estrutura da sessão de avaliação para cada uma das ligaduras aplicadas.

(*) Em cada momento foram testadas 3 variáveis: Controlo postural, tempo de latência do longo peroneal e performance funcional.

A ordem de avaliação das variáveis nos 3 momentos foi randomizada para cada participante.

3.5.1. Recolha de dados

Na primeira sessão foi efetuada a recolha dos dados antropométricos (idade, peso, altura), da posição em campo e do escalão de cada participante. Em ambas sessões, para cada momento de avaliação foram analisadas as seguintes variáveis:

a) Controlo Postural

O controlo postural foi avaliado na plataforma de forças AMTI BP400600-2000 (1000 Hz) antes, após a aplicação da ligadura correspondente e após a realização do *Yo-Yo IRT*. A plataforma de forças é considerada *Gold Standard* na medição de equilíbrio (Haas and Burden, 2000). Em cada momento de avaliação o participante foi avaliado efetuando um máximo de 4 repetições, descalço, em apoio unipodal, com os olhos fechados, com as mãos nas ancas e calcanhar contra lateral levantado, sendo instruído para permanecer o mais quieto possível. Estabeleceu-se um limiar mínimo de tempo de manutenção do apoio unipodal de 15 segundos e foram realizadas 3 avaliações seguidas. Se o participante não conseguisse em alguma das repetições completar os 15 segundos, uma quarta repetição era realizada (Figura 3). Tal como em estudos anteriores, foi considerado para estudo a média das 3 repetições de 15 segundos efetuadas (Wikstrom et al., 2010, Evans et al., 2004).

As variáveis avaliadas incluíram a área, o deslocamento ântero-posterior (CoPy) e médio-lateral (CoPx), o deslocamento total (comprimento do CoP) e a velocidade de oscilação do CoP. O *Software* Vicon Nexus 1.8.5 (Vicon Motion Systems Ltd, Oxford, UK) foi utilizado para a recolha de dados, gerando ficheiros identificados com o código de cada participante. Estes ficheiros foram posteriormente introduzidos no *Software* MatLab R2013a (MathWorks, Madrid, Spain), a partir do qual, e através de macros desenvolvidas especificamente para o efeito, foi possível obter os valores das variáveis pretendidas.

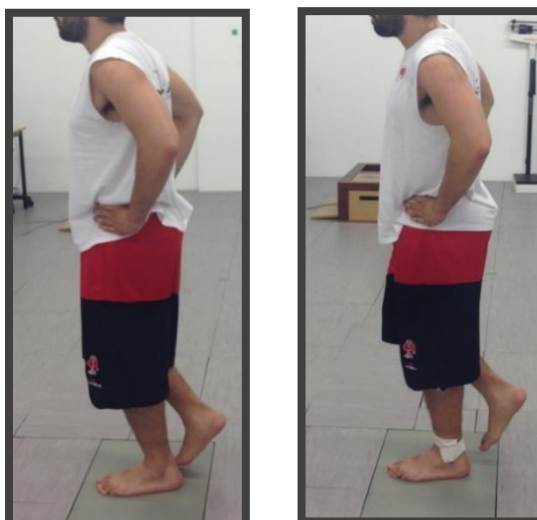


Figura 3 Avaliação do controlo postural na plataforma de forças a) Sem ligadura, b) Com ligadura

b) Performance (Hop tests)

A performance foi avaliada através de testes funcionais (*Hop tests*). Foi utilizado o *hop test* em oito e o *hop test* lateral. O tempo de execução dos testes foi obtido através de um cronómetro e foi registado, em segundos com duas casas decimais, numa folha identificada com o número do participante (Apêndice V). Foram realizadas 3 repetições de cada teste, sendo utilizada para análise a média das 3 repetições.

O primeiro teste consiste na realização de um percurso de 5 metros, sinalizado com dois cones, ida e volta, que cada participante tem que percorrer por duas vezes em apoio unipodal e no menor tempo possível (Figura 4).



Figura 4 *Hop test* em 8

O segundo *hop test* consiste na realização de saltos unipodais laterais numa distância de 30 cm, em que cada participante executa 10 saltos no menor tempo possível

(Sharma et al., 2011) (Figura 5). Para cada momento de avaliação, cada um dos participantes efetuou três repetições de cada *hop test* com intervalos de 30 segundos entre repetições.



Figura 5 *Hop test* lateral

Os *hop tests* utilizados para análise da performance funcional foram escolhidos por já se ter encontrado uma correlação positiva entre a instabilidade funcional da tibiotársica e os défices funcionais nestes testes (Docherty et al., 2005, Linens et al., 2014), ao contrário do que tem acontecido com os testes no plano sagital, os quais não têm sido recomendados como critério para identificação da instabilidade funcional (Sharma et al., 2011).

c) Tempo de latência do músculo longo peronial

O tempo de latência do longo peronial foi recolhido a 1000 Hz através da eletromiografia de superfície (EMG Myon 320 AG, Schwarzenberg, Switzerland). A colocação dos elétrodos de gel com diâmetro de 24 mm (Covidien Kendall, Minneapolis, USA) foi longitudinal às fibras musculares no 1/4 proximal da linha entre a cabeça do perónio e o maléolo externo, com 20 mm de distância entre eles, seguindo as recomendações do *Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM)* (Figura 6) (Hermens et al., 2000). Previamente à colocação dos elétrodos foram retirados os pelos existentes e a pele foi limpa com álcool (Guzmán-Muñoz et al., 2015).



Figura 6 Posicionamento dos elétrodos no músculo longo peroneal

A avaliação do tempo de latência do longo peroneal foi repetida 3 vezes e realizada numa *trap door* (alçapão que abre e provoca inversão repentina do tornozelo) constituída por duas bases independentes para cada pé. Em cada medição, o participante colocou-se em pé sobre as duas bases e, de forma aleatória, uma delas abria numa angulação de 30 graus provocando inversão repentina do pé, enquanto o pé contra lateral se mantinha fixo na outra plataforma. O mecanismo de abertura da plataforma foi programado para abrir aleatoriamente entre os 5 e os 20 segundos após se pressionar o botão que comanda a abertura (Figura 7).



Figura 7 Recolha eletromiográfica a) *Trap door* fechada, b) *Trap door* aberta

Durante cada procedimento foi realizada uma recolha contínua do sinal eletromiográfico do músculo longo peroneal. Simultaneamente, foi feita a recolha de um sinal de sincronização recolhido na *trap door* para determinar o momento da perturbação.

Os sinais EMG brutos foram digitalmente filtrados com um filtro passa-banda FIR (10-500 Hz), foi feita retificação do sinal, e foi calculado o *root-mean square* utilizando uma janela móvel de 100 milissegundos (ms). A variável tempo de latência muscular foi medida em milissegundos e determinada quando, após a abertura do alçapão, o sinal eletromiográfico ultrapassava um patamar de, pelo menos, 2 medidas de desvio padrão da média do sinal em repouso, e mantinha esse patamar durante pelo menos 25 milissegundos. A média do sinal em repouso foi calculada numa duração de 25 milissegundos até 5 milissegundos antes da abertura do alçapão. Todas as medições foram obtidas através do *Software* de análise Aqknowledge 3.9.0 (Biopac System, Goleta, CA, USA).

No que respeita ao tempo de latência do longo peroneal, uma revisão sistemática com meta-análise recente observou que este está significativamente aumentado em indivíduos com instabilidade crónica da tibiotársica (Hoch and McKeon, 2014). Assim, a avaliação do tempo de latência foi realizada porque, apesar de existir evidência que comprova os défices nos indivíduos com instabilidade crónica da tibiotársica, ainda não existia qualquer estudo sobre o efeito da aplicação da ligadura de Mulligan no tempo de latência do longo peroneal. A medição do tempo de latência do longo peroneal tem demonstrado ser uma medida fiável e válida (Benesch et al., 2000).

3.5.2 Teste de corrida Yo-Yo IRT

Após a aplicação da ligadura e da avaliação com a mesma, cada atleta efetuou o teste: *Yo-Yo intermittent recovery test (Yo-Yo IRT)* (Apêndice VI). Este é um teste máximo desenhado para atletas de desportos coletivos que provoca uma resposta aeróbia máxima exigindo, ao mesmo tempo, ativação do sistema energético anaeróbio (Bangsbo et al., 2008, Castagna et al., 2008). Neste estudo o teste foi utilizado com o objetivo de padronizar a exigência física (fadiga) imposta aos participantes. Após completar o teste cada participante foi submetido a uma nova avaliação.

O *Yo-Yo IRT* consiste em séries repetidas de exercício realizadas a velocidades progressivamente crescentes intercaladas com períodos de 10 segundos de descanso ativo até à exaustão. Cada série consiste em duas corridas de 20 metros, realizando um percurso de ida e volta entre a linha de partida, o ponto de retorno e a linha de chegada. Entre cada percurso, o período de 10 segundos de recuperação ativa consiste

em realizar um percurso de 5 metros duas vezes, ida e volta, em corrida de baixa velocidade. A velocidade do teste é controlada através de *bips* de uma gravação áudio, aumentando progressivamente a frequência dos mesmos. O teste é realizado em ambiente fechado com as linhas de corrida marcadas com cones (20 metros de comprimento). Outro cone colocado 5 metros para trás da linha de partida marca a distância de corrida no período de recuperação ativa (Figura 8). A duração total do teste pode ir dos 6 aos 20 minutos, acabando quando o indivíduo falha duas vezes a chegada à linha de partida dentro do tempo ou quando sente que não é capaz de realizar outra série (Bangsbo et al., 2008).

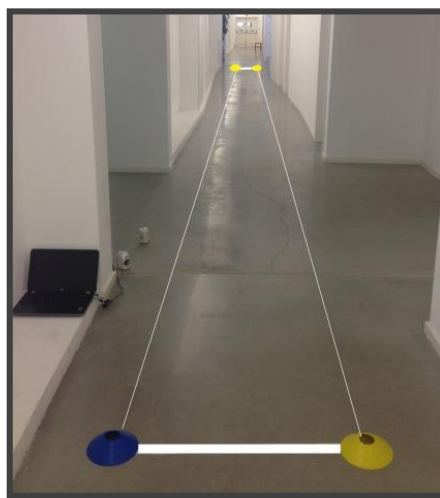


Figura 8 Percurso do Yo-Yo IRT

3.5.3 Ligaduras Mulligan e Placebo

Neste estudo foi utilizado tape da marca Leukotape® (BSN Medical, Hamburg, Germany) e previamente à sua aplicação foi aplicado um *spray* aderente da marca Mueller® (Mueller Sports Medicine, Wisconsin, United States) específico para aumentar a aderência antes da colocação de tape e reduzir a sensibilidade da pele.

O método de aplicação da ligadura de reposicionamento do perônio segundo Mulligan envolve duas tiras de tape de aproximadamente 20 cm de comprimento, aplicadas obliquamente em relação ao perônio a partir da porção distal do maléolo externo com o paciente em decúbito dorsal (Mulligan, 2010, Hopper et al., 2009). Aplicou-se uma tensão pósterio-cefálica enquanto se colocou o tape e efetuou-se uma segunda aplicação para reforço. A ligadura foi realizada como preconizado pelo autor (Mulligan, 2010) (Figura 9).

A ligadura placebo foi aplicada com a mesma orientação que a ligadura de reposicionamento, no entanto, sem aplicação de tensão associada à aplicação anterior. Este tipo de ligadura placebo já foi aplicado em estudos anteriores (East et al., 2010, Chou et al., 2013)



Figura 9 Ligadura de reposicionamento do perônio (segundo Mulligan)

3.6 Análise de dados

Os dados foram analisados com recurso ao Excel 2013 (Microsoft Office 365 ProPlus) e ao SPSS Statistics 17.0 (IBM Corporation, Chicago, IL, USA). A normalidade da distribuição dos dados nas variáveis em estudo foi testada através do teste Shapiro-Wilk. Os dados apresentaram distribuição normal em todas as variáveis. Numa primeira fase, foi utilizada estatística descritiva como a média e o desvio padrão para caracterização das variáveis contínuas e a frequência para caracterização das variáveis nominais. Foi também efetuado um teste T de amostras emparelhadas para avaliar as diferenças no momento de avaliação 1 entre as duas sessões (Ligadura Placebo/Ligadura Mulligan) e para observar as diferenças na distância percorrida no *Yo-Yo IRT* entre as duas sessões. Para verificar o efeito de ambas ligaduras, após a sua aplicação e após o teste de corrida, e para observar a interação entre elas, foi aplicado um General Linear Model (ANOVA de amostras repetidas) de dois fatores: Ligadura (Placebo/Mulligan) e Tempo (momentos 1,2,3). Nas variáveis em que se observou interação entre os dois fatores, foi efetuada uma General Linear Model de um fator (Tempo) em que se observou a evolução individual de cada ligadura ao longo dos três momentos de avaliação. As comparações *a posteriori* realizaram-se com os testes de Bonferroni. O nível de significância estabelecido foi de $p < 0.05$ para todas as comparações.

4. RESULTADOS

Este capítulo descreve em detalhe os resultados obtidos após a análise estatística da comparação das variáveis em estudo.

4.1 Caracterização da amostra

A amostra deste estudo foi constituída por 16 indivíduos (10 do sexo masculino e 6 do sexo feminino) adultos, atletas federados de basquetebol com instabilidade crónica da tibiotársica de dois clubes do Distrito de Aveiro. Na Tabela 3 são apresentadas as características da amostra.

Tabela 3 Caracterização da amostra.

Participantes (n=16)	Média ± Desvio Padrão	Frequência (Percentagem)
Idade (Anos)	21,50 ± 2,76	
Altura (m)	1,78 ± 0,13	
Peso (Kg)	77,18 ± 14,14	
IMC (Kg/m ²)	24,11 ± 2,57	
Escalão		Sénior - 11 (68,75%)
		Sub-19 - 5 (31,25%)
Membro Avaliado		Esquerdo - 11 (68,75%)
		Direito - 5 (31,25%)
Pontuação na CAIT	19,38 ± 5,43	
Posição em campo		Base - 5 (31,25%)
		Extremo - 6 (37,5%)
		Poste - 5 (31,25%)

IMC- Índice de massa corporal; CAIT- *Cumberland Ankle Instability Tool* (Instabilidade crónica ≤ 25)

Em ambas sessões e ao longo dos vários momentos de avaliação todas as variáveis seguiram uma distribuição normal ($p \geq 0.061$).

O momento 1 refere-se à avaliação prévia à colocação da ligadura, o momento 2 à avaliação realizada imediatamente após a aplicação da ligadura e o momento 3 à avaliação realizada após o teste de corrida *Yo-Yo IRT* com a ligadura. No que respeita ao *Yo-Yo IRT*, os participantes correram em média $220 \pm 94,66$ metros na sessão

Mulligan e $206,25 \pm 86,94$ metros na sessão Placebo. Não se observaram diferenças significativas na distância percorrida em ambas sessões ($p=0,38$).

4.2. Comparação dos valores sem ligadura entre a sessão de Mulligan e a sessão Placebo

Relativamente aos valores de base (Momento 1: antes da aplicação de ligadura) não houve diferenças significativas entre a sessão em que foi aplicada a ligadura de Mulligan e a sessão em que foi aplicada a ligadura Placebo para nenhuma das variáveis em estudo ($p \geq 0,151$) (Tabela 4).

Tabela 4 Comparação das variáveis no momento 1 entre a sessão Mulligan e a sessão Placebo

Variável	Média \pm Desvio Padrão		P-value
	Sessão Mulligan	Sessão Placebo	
Hop test lateral (s)	$4,54 \pm 0,88$	$4,71 \pm 0,63$	0,452
Hop test em 8 (s)	$12,04 \pm 1,58$	$11,95 \pm 1,55$	0,754
Deslocamento do CoPx (cm)	$6,05 \pm 1,32$	$6,86 \pm 1,57$	0,151
Deslocamento do CoPy (cm)	$4,84 \pm 0,71$	$4,78 \pm 0,70$	0,806
Área do CoP (cm ²)	$29,44 \pm 9,23$	$34,00 \pm 10,75$	0,180
Velocidade do CoP (cm/s)	$9,90 \pm 2,19$	$10,28 \pm 2,04$	0,284
Comprimento do CoP (cm)	$141,77 \pm 32,68$	$146,47 \pm 27,25$	0,522
Tempo de Latência do Longo Peronial (ms)	$114,82 \pm 25 \pm 76$	$100,88 \pm 40,12$	0,152

4.3 Performance funcional

No Hop test Lateral não houve um efeito significativo para o fator ligadura ($F(1,15)=2.11$; $p=0,17$) mas houve para o fator tempo ($F(2,14)=9.18$; $p=0,03$), contudo, a interação entre os fatores não foi significativa ($F(2,14)=0.74$; $p=0,49$). Analisando o fator tempo de forma independente, verificou-se que o tempo do Hop test lateral diminuiu significativamente para ambas as ligaduras entre o momento 1 e o momento 2 ($p=0,003$) e entre o momento 1 e o momento 3 ($p=0,002$).

Em relação ao Hop test em 8, tal como no teste anterior, não se observou um efeito significativo para a ligadura ($F(1,15)=0.84$; $p=0,38$), mas observou-se um efeito

significativo para o fator tempo ($F(2,15)=18.17$; $p=0,001$) e uma interação entre ambos os fatores ($F(2,14)=4.11$; $p=0,026$). Analisando o fator tempo de forma independente, verificou-se uma diferença estatisticamente significativa no tempo de realização do *hop test* em 8 com a ligadura de Mulligan entre os 3 momentos de avaliação (momento 1 vs. momento 2, $p=0,013$; momento 1 vs. momento 3, $p=0,02$; momento 2 vs. momento 3, $p=0,008$) indicando melhorias significativas ao longo dos três momentos de avaliação. Com a ligadura placebo apenas se verificou uma diminuição significativa no tempo do *hop test* em 8 entre o momento 1 e o momento 3 ($p=0,021$). Na tabela 5 e na figura 10 são apresentados os valores médios obtidos nos testes de performance funcional realizados em cada momento de avaliação para cada uma das sessões (Mulligan/Placebo).

Tabela 5 Valores médios \pm desvio padrão em segundos das variáveis relativas à performance funcional

Hop test Lateral (s)	Momento	Média \pm desvio padrão (s)	Intervalo de confiança de 95%	
			Limite inferior (s)	Limite superior (s)
Mulligan	<i>Sem ligadura</i>	4,54 \pm 0,88	4,11	4,98
	<i>Após ligadura</i>	4,13 \pm 0,72	3,75	4,51
	<i>Após Yo-Yo IRT com ligadura</i>	4,03 \pm 0,52	3,75	4,31
Placebo	<i>Sem ligadura</i>	4,71 \pm 0,63	4,37	5,04
	<i>Após ligadura</i>	4,42 \pm 0,56	4,13	4,72
	<i>Após Yo-Yo IRT com ligadura</i>	4,39 \pm 0,59	4,08	4,70
Hop test 8 (s)				
Mulligan	<i>Sem ligadura</i>	12,04 \pm 1,58	11,20	12,88
	<i>Após ligadura</i>	11,51 \pm 1,17	10,89	12,13
	<i>Após Yo-Yo IRT com ligadura</i>	11,03 \pm 0,95	10,52	11,53
Placebo	<i>Sem ligadura</i>	11,95 \pm 1,55	11,12	12,77
	<i>Após ligadura</i>	11,77 \pm 1,65	10,89	12,65
	<i>Após Yo-Yo IRT com ligadura</i>	11,50 \pm 1,42	10,75	12,26

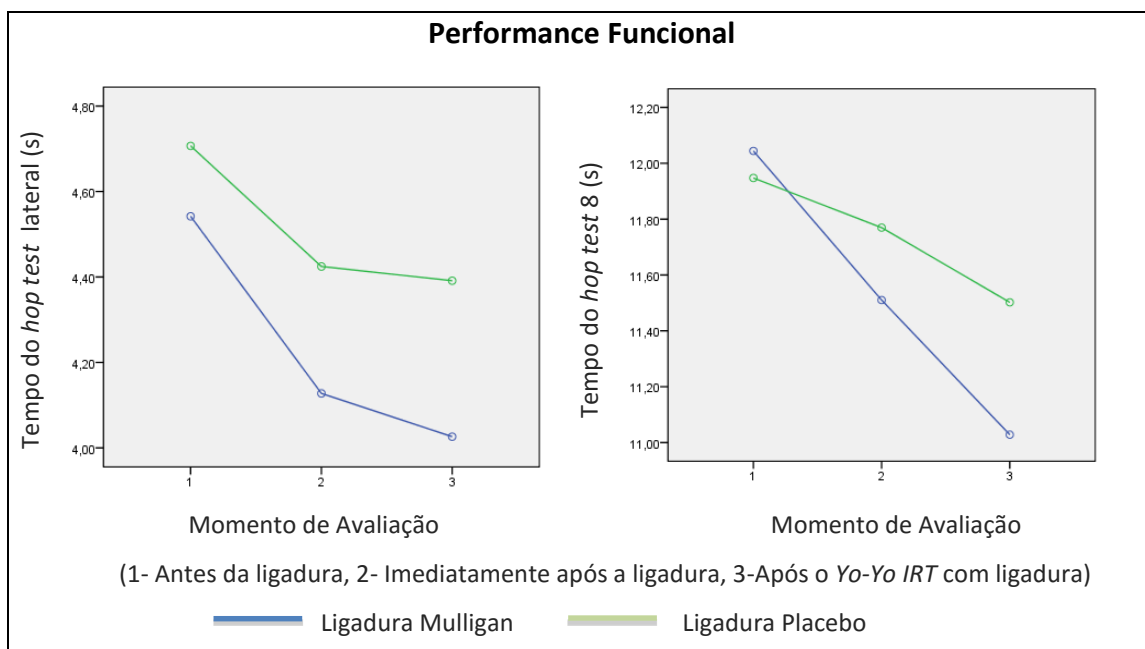


Figura 10 Evolução das variáveis de performance funcional ao longo dos 3 momentos de avaliação.

4.4 Controlo postural

No que respeita às variáveis de deslocamento do CoP em x e y, área de deslocamento do CoP e velocidade de deslocamento do CoP, não houve um efeito significativo do fator ligadura ($F(1,14) \leq 2.10$; $p \geq 0,17$) para nenhuma das variáveis, mas houve um efeito significativo para o fator tempo ($F(2,13) \geq 4.33$; $p \leq 0,036$). Contudo a interação entre os fatores não foi significativa para nenhuma das variáveis ($F(2,13) \leq 2.18$; $p \geq 0,15$). Relativamente ao fator tempo, este foi significativo para o deslocamento do CoP em x, e para a área de deslocamento do CoP apenas entre o momento 2 (imediatamente após a ligadura) e o momento 3 (após o Yo-Yo IRT com ligadura) ($p \leq 0,032$), observando-se um aumento significativo do deslocamento para ambas ligaduras.

Em relação ao comprimento total do CoP não se observou interação nem para o fator ligadura ($F(1,14) = 3.04$; $p = 0,10$), nem no tempo ($F(2,13) = 0.68$; $p = 0,53$), nem entre ambos os fatores ($F(2,13) = 0.17$; $p = 0,84$).

Na tabela 6 e na figura 11 são apresentados os valores médios obtidos no controlo postural avaliado na plataforma de forças em cada momento de avaliação para cada uma das sessões.

Tabela 6 Valores médios \pm desvio padrão das variáveis relativas ao controlo postural (*)

Deslocamento do CoPx (cm)	Momento	Média \pm desvio padrão (s)	Intervalo de confiança de 95%	
			Limite inferior (s)	Limite superior (s)
Mulligan	<i>Sem ligadura</i>	6,05 \pm 1,32	5,32	6,78
	<i>Após ligadura</i>	6,11 \pm 1,14	5,48	6,74
	<i>Após Yo-Yo IRT com ligadura</i>	7,44 \pm 1,37	6,69	8,20
Placebo	<i>Sem ligadura</i>	6,86 \pm 1,57	5,99	7,72
	<i>Após ligadura</i>	6,40 \pm 1,00	5,85	6,95
	<i>Após Yo-Yo IRT com ligadura</i>	6,94 \pm 1,52	6,10	7,78
Deslocamento do CoPy (cm)				
Mulligan	<i>Sem ligadura</i>	4,84 \pm 0,71	4,42	5,27
	<i>Após ligadura</i>	4,54 \pm 0,51	4,26	4,82
	<i>Após Yo-Yo IRT com ligadura</i>	4,86 \pm 0,69	4,48	5,25
Placebo	<i>Sem ligadura</i>	4,78 \pm 0,70	4,39	5,17
	<i>Após ligadura</i>	4,67 \pm 0,64	4,31	5,02
	<i>Após Yo-Yo IRT com ligadura</i>	4,80 \pm 0,66	4,43	5,17
Comprimento do CoP (cm)				
Mulligan	<i>Sem ligadura</i>	141,77 \pm 32,68	123,68	159,87
	<i>Após ligadura</i>	136,39 \pm 32,03	118,66	154,13
	<i>Após Yo-Yo IRT com ligadura</i>	144,54 \pm 30,22	127,80	161,27
Placebo	<i>Sem ligadura</i>	146,47 \pm 27,25	131,38	161,56
	<i>Após ligadura</i>	145,54 \pm 36,41	125,38	165,70
	<i>Após Yo-Yo IRT com ligadura</i>	148,99 \pm 28,18	133,38	164,60

Área do CoP (cm²)				
Mulligan	<i>Sem ligadura</i>	29,44 ± 9,23	24,33	34,56
	<i>Após ligadura</i>	28,56 ± 7,82	24,23	32,89
	<i>Após Yo-Yo IRT com ligadura</i>	35,50 ± 8,75	30,66	40,35
Placebo	<i>Sem ligadura</i>	34,00 ± 10,75	28,05	39,96
	<i>Após ligadura</i>	30,32 ± 8,25	25,75	34,89
	<i>Após Yo-Yo IRT com ligadura</i>	35,99 ± 14,96	27,70	44,27
Velocidade do CoP (cm/s)				
Mulligan	<i>Sem ligadura</i>	9,90 ± 2,19	7,99	10,35
	<i>Após ligadura</i>	9,17 ± 2,13	7,99	10,35
	<i>Após Yo-Yo IRT com ligadura</i>	10,17 ± 1,92	9,11	11,23
Placebo	<i>Sem ligadura</i>	10,28 ± 2,04	9,15	11,41
	<i>Após ligadura</i>	10,01 ± 2,44	8,65	11,36
	<i>Após Yo-Yo IRT com ligadura</i>	10,15 ± 2,18	8,94	11,36

CoP: Centro de pressão; (*) Dados relativos a uma amostra de 15 participantes e não de 16 visto um dos participantes não ter completado os 15 segundos de apoio unipodal exigidos para completar os testes.

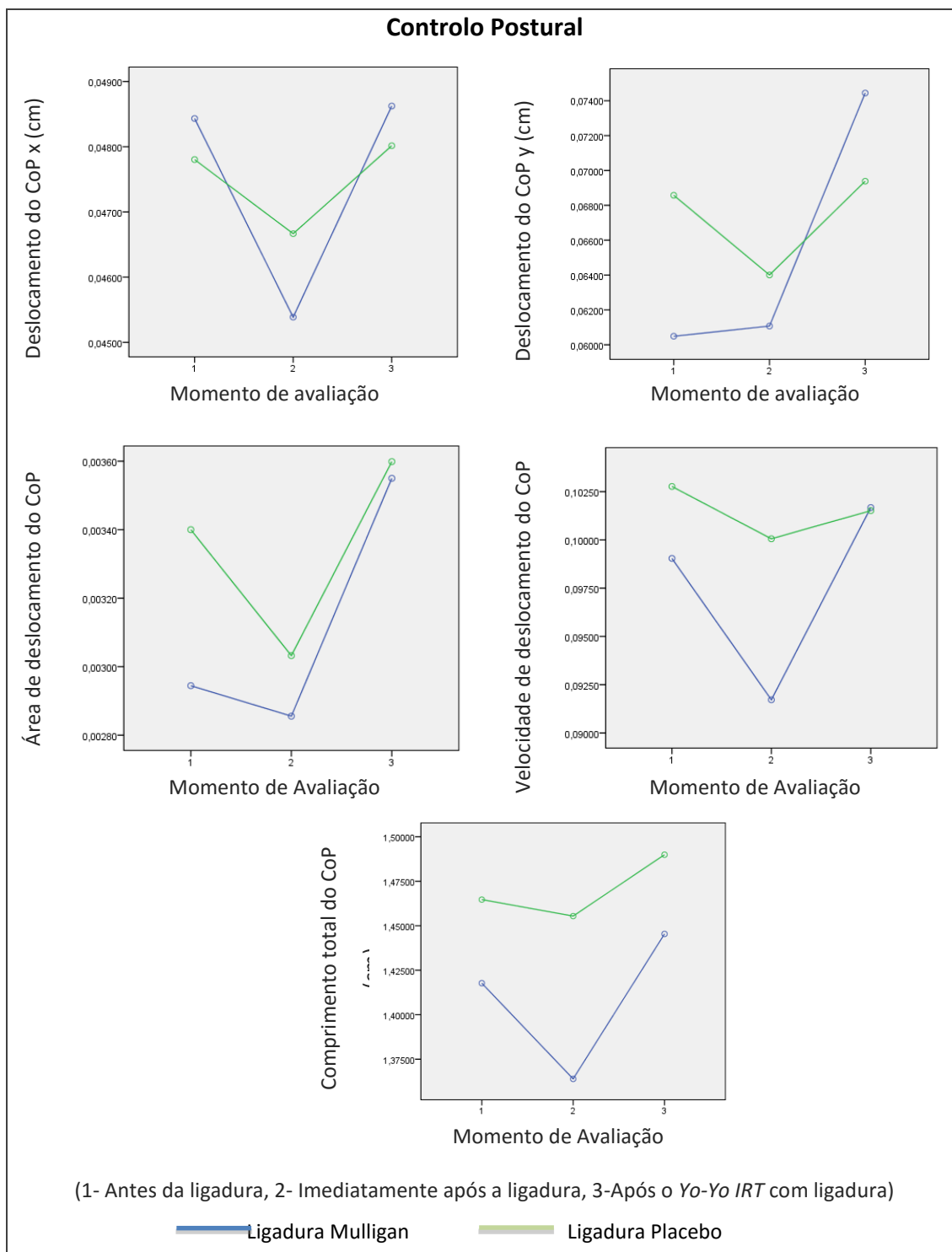


Figura 11 Evolução das variáveis do controlo postural ao longo dos três momentos de avaliação.

4.5 Tempo de latência do músculo longo peroneal

No que respeita ao tempo de latência do músculo longo peroneal, não houve interação significativa para o fator ligadura ($F(1,15)=0.318$; $p=0,58$). Houve interação significativa para o fator tempo ($F(2,14)=4.01$; $p=0,042$), bem como uma interação significativa entre os dois fatores ($F(2,14)=4.68$; $p=0,028$). Para a ligadura placebo não foram

encontradas diferenças significativas no tempo de latência do músculo longo peroneal entre nenhum dos 3 momentos de avaliação ($p>0,05$). Contudo, para a ligadura de Mulligan foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre o momento 1 (sem ligadura) e o momento 3 (após teste *Yo-Yo IRT* com ligadura) de avaliação ($p=0,012$), indicando uma melhoria significativa no tempo de latência do músculo longo peroneal do momento 1 para o momento 3.

Na tabela 7 e na figura 12 são apresentados os valores médios para o tempo de latência do longo peroneal em cada momento de avaliação para cada uma das sessões.

Tabela 7 Valores médios \pm desvio padrão em milissegundos para o tempo de latência do músculo longo peroneal na *trap door*.

Tempo de latência do músculo longo peroneal	Momento	Média \pm desvio padrão (ms)	Intervalo de confiança de 95%	
			Limite inferior (ms)	Limite superior (ms)
Mulligan	<i>Sem ligadura</i>	114,32 \pm 25,76	101,10	128,55
	<i>Após ligadura</i>	92,44 \pm 36,35	73,07	111,81
	<i>Após Yo-Yo IRT com ligadura</i>	85,83 \pm 33,82	67,81	103,85
Placebo	<i>Sem ligadura</i>	100,88 \pm 40,12	79,50	122,26
	<i>Após ligadura</i>	92,12 \pm 27,52	77,45	106,78
	<i>Após Yo-Yo IRT com ligadura</i>	110,13 \pm 38,19	89,78	130,48

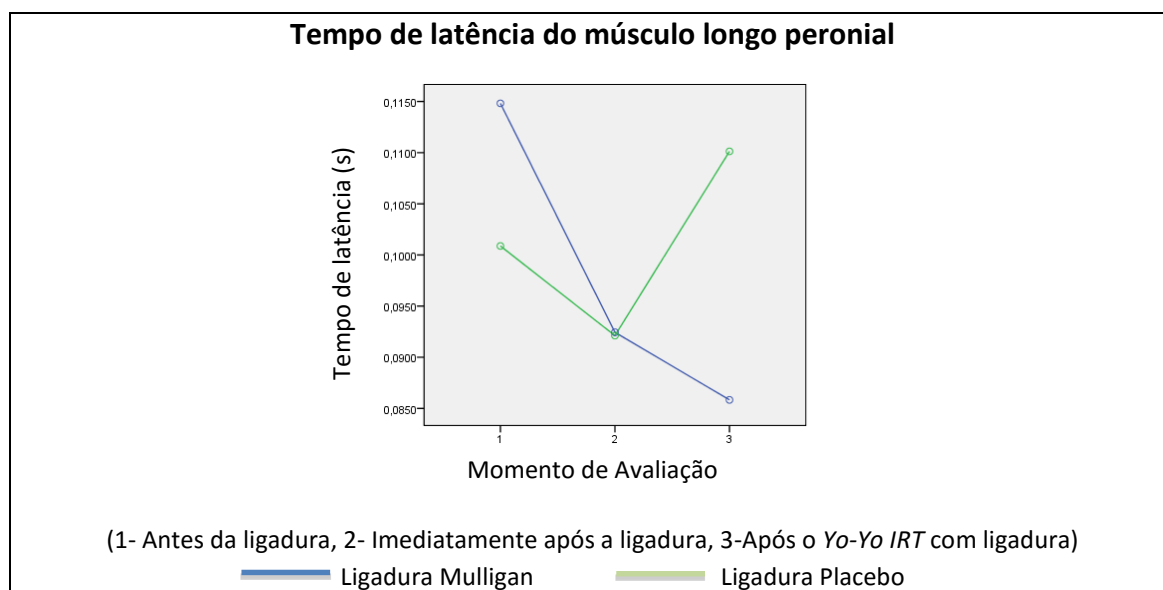


Figura 12 Evolução do tempo de latência ao longo dos três momentos de avaliação.

5. DISCUSSÃO

O objetivo principal do estudo foi comparar o efeito da ligadura de reposicionamento do perónio idealizada por Mulligan com uma ligadura placebo em basquetebolistas adultos com instabilidade crónica da tibiotársica. Os resultados obtidos mostraram que a ligadura de reposicionamento do perónio não teve impacto no controlo postural estático nem imediatamente após a sua aplicação nem após a realização do teste de corrida, não existindo diferenças significativas entre ambas as ligaduras. Por outro lado, no que respeita à performance funcional, o tempo de realização do *hop test* lateral melhorou significativamente para ambas as ligaduras imediatamente após a sua aplicação e após a realização do teste de corrida. Em relação ao *hop test* em 8, houve melhorias significativas na performance imediatamente após a colocação da ligadura de reposicionamento do perónio e após a corrida com as duas ligaduras. Em relação ao tempo de latência do músculo longo peronial observaram-se melhorias significativas entre o momento 1 (sem ligadura) e o momento 3 (após corrida com a ligadura de reposicionamento do perónio de Mulligan), ao contrário da ligadura placebo que não apresentou diferenças significativas ao longo dos três momentos de avaliação.

Uma das possíveis razões para não terem sido detetadas diferenças significativas no controlo postural pode estar relacionada com o fato de, tal como já foi referido em estudos anteriores, os défices do controlo postural em indivíduos com instabilidade crónica da tibiotársica não serem detetados de forma consistente através das medições na plataforma de forças em apoio unipodal (McKeon and Hertel, 2008b). Uma revisão sistemática dos estudos que avaliaram se o controlo postural estático estava alterado em indivíduos com instabilidade crónica da tibiotársica (n=8 estudos avaliados), concluiu que não é claro que indivíduos com instabilidade crónica da tibiotársica tenham défices de controlo postural detetáveis através do apoio unipodal na plataforma de forças (McKeon and Hertel, 2008b), podendo este tipo de avaliação não ser suficientemente sensível para detetar os défices associados à instabilidade crónica da tibiotársica. (McKeon and Hertel, 2008b, Hertel and Olmsted-Kramer, 2007). Contudo, os mesmos autores referem que o tamanho reduzido das amostras e as discrepâncias na definição de instabilidade crónica dificultam a comparação de resultados. Posto isto, possíveis alterações do controlo postural após a aplicação de

uma ligadura podem não ser facilmente detetáveis (Hopper et al., 2009). Por outro lado, apesar dos testes com duração inferior a 15 segundos com os olhos fechados já terem sido utilizados em estudos anteriores (Hertel and Olmsted-Kramer, 2007, Willems et al., 2005b, Hopper et al., 2009) esta duração pode não ser a mais adequada para detetar diferenças significativas no controlo postural. No entanto, neste estudo esse patamar foi estabelecido face à dificuldade dos participantes em manter mais do que 15 segundos de apoio unipodal na plataforma de forças com os olhos fechados.

Os resultados obtidos no presente estudo são concordantes com os resultados de um estudo anterior que também utilizou a plataforma de forças para avaliação do efeito da ligadura de reposicionamento do perónio no controlo postural estático e no qual não se observaram diferenças significativas nem em repouso nem em fadiga tanto em indivíduos saudáveis como em indivíduos com instabilidade (Hopper et al., 2009). Outros estudos prévios que avaliaram o controlo postural fizeram-no através de medidas de estabilidade dinâmica (*Star Excursion Balance Test*) e não estática (plataforma de forças). Um deles reportou melhorias significativas com a utilização da ligadura de reposicionamento do perónio tanto em indivíduos saudáveis como em indivíduos com instabilidade (Someeh et al., 2015b). Outros dois estudos não observaram melhorias significativas no controlo postural dinâmico em indivíduos com instabilidade após a aplicação da ligadura (Delahunt et al., 2010b, Wheeler et al., 2013).

Com respeito à performance funcional avaliada através dos *Hop test* em 8 e lateral, o fato de também se terem observado melhorias na ligadura placebo pode estar relacionado com o efeito de aprendizagem inerente à realização destes testes ao longo dos momentos de avaliação (Ageberg et al., 1998) ou com a possibilidade de que a aplicação de uma ligadura na pele possa ser suficiente para produzir uma estimulação sensorial com efeitos significativos (Wheeler et al., 2013) influenciando a perceção de estabilidade e confiança por parte do indivíduo com instabilidade (Sawkins et al., 2007). Considerando que ambos os testes exigem deslocamento lateral do indivíduo, têm uma maior sensibilidade para detetar alterações funcionais em indivíduos com instabilidade, visto que nestes testes se provoca *stress* nas estruturas ligamentares e musculares da região lateral da tibiotalar (Docherty et al., 2005).

Consequentemente, as alterações criadas pela colocação da ligadura podem ser detetadas mais facilmente, contudo, apenas o *hop test* em 8 apresentou diferenças entre as ligaduras apenas imediatamente após a aplicação das mesmas. O único estudo realizado anteriormente para avaliar o tempo de realização dos *hop tests* com a ligadura de reposicionamento do perónio, também observou melhorias significativas tanto no *hop test* em 8 como no lateral, no entanto, não fizeram o estudo comparativo com uma ligadura placebo e apenas realizaram o estudo imediatamente após a aplicação da ligadura (Someeh et al., 2015a) o que dificulta a comparação dos resultados. Após a realização do teste de corrida este estudo não apresentou diferenças significativas entre ligaduras.

Em relação ao tempo de latência do longo peroneal, não se observaram melhorias significativas imediatamente após a aplicação da ligadura de reposicionamento do perónio de Mulligan mas apenas após o teste de corrida com ligadura quando comparado com o momento 1 (sem ligadura). Tem-se vindo a demonstrar que os indivíduos com instabilidade crónica apresentam inibição muscular iatrogénica no músculo longo peroneal (McVey et al., 2005, Palmieri-Smith et al., 2009). Esta inibição pode resultar de alterações sensoriais aferentes após lesão inicial, da qual resultou instabilidade articular (Hopkins and Ingersoll, 2000). Pressupondo que, como preconizado pelo autor da técnica, a ligadura de reposicionamento do perónio de Mulligan promove o deslocamento pósterio-cefálico do perónio em relação à tibia (Mulligan, 2010), seria concebível esta afetar o tempo de latência do longo peroneal por influência na magnitude da informação aferente através da redução da tensão nos mecanoreceptores localizados na cápsula articular tibiofemoral inferior (McVey et al., 2005, Chou et al., 2013). Contudo, o efeito da ligadura de Mulligan no reposicionamento do perónio carece de ser demonstrado, não existindo evidência que comprove a aparente alteração da mecânica articular provocada pela ligadura. Não foi possível encontrar estudos que tenham avaliado o efeito da ligadura de reposicionamento do perónio de Mulligan nesta variável. Dentro desta temática, no que respeita ao controlo neuromuscular, apenas dois estudos anteriores observaram o efeito da aplicação da ligadura no rácio H/M do músculo peroneal, não se tendo observado alterações significativas (Grindstaff et al., 2015, Chou et al., 2013). Desta

forma, não existindo estudo comparativos no que respeita ao tempo de latência e podendo o reduzido tamanho da amostra estar relacionado com a não significância do resultado imediatamente após a aplicação da ligadura, recomenda-se a realização de futuras investigações nesta área.

Estudos que avaliaram o efeito da aplicação de outro tipo de ligaduras tais como o *kinesio taping* e a ligadura funcional não relatam melhorias significativas no controlo postural estático em indivíduos com instabilidade crónica da tibiotársica (Shields et al., 2013, Bicici et al., 2012). Com respeito à performance funcional, um estudo que avaliou basquetebolistas com instabilidade crónica da tibiotársica, observou melhorias em alguns testes de performance funcional com a aplicação do *kinesio taping* (teste do obstáculo unipodal), e aumento dos défices funcionais em alguns testes com a utilização da ligadura funcional (teste de elevação do calcanhar e teste do salto vertical) (Bicici et al., 2012). Em relação ao tempo de latência do longo peronial, estudos que avaliaram tanto o efeito da ligadura funcional como o do *kinesio taping* não obtiveram efeitos significativos no tempo de reação muscular após a perturbação em atletas com instabilidade funcional da tibiotársica (Briem et al., 2011, Correia et al., 2015). De uma forma geral, os estudos parecem sugerir que, não é ainda claro, se a utilização de ligaduras é uma mais-valia na instabilidade crónica tibiotársica.

Implicações para a prática

Os resultados obtidos não foram conclusivos quanto à efetividade da aplicação da ligadura de Mulligan em nenhuma das variáveis avaliadas. No entanto, algumas diferenças foram observadas tanto na performance funcional como no tempo de latência do longo peronial. Deste modo, considerando também os resultados dos estudos prévios entre os quais se encontra um estudo epidemiológico que observou diferenças significativas na incidência de lesões em basquetebolistas com instabilidade que usaram a ligadura de reposicionamento do perónio quando comparados com um grupo controlo (Moiler et al., 2006), a aplicação da ligadura parece não prejudicar a performance dos atletas, pelo contrário, a literatura também refere que estes parecem apresentar um aumento significativo da sensação de confiança e de estabilidade (Delahunt et al., 2010b). Desta forma, a utilização da ligadura pode funcionar como

uma mais-valia para os atletas que apresentam instabilidade, apesar de ainda não se compreender completamente o mecanismo de atuação da mesma.

Limitações do estudo e sugestões para estudos futuros

Uma das limitações do estudo prende-se com o fato de não terem sido introduzidas medidas de avaliação de instabilidade mecânica, sendo apenas avaliados os défices funcionais. No entanto, estudos multifatoriais, que incluíram medidas de instabilidade mecânica, sugerem que a instabilidade mecânica isolada pode não ser um identificador consistente da instabilidade crónica da tibiotársica (Wikstrom et al., 2012). Esta informação parece sustentar a importância da contribuição das medidas de instabilidade funcional em detrimento das medidas de instabilidade mecânica para a definição da instabilidade crónica da tibiotársica (Gribble et al., 2013). No entanto, sendo uma disfunção multifatorial, todos os mecanismos causadores devem ser considerados para melhor caracterização da amostra.

Outra limitação importante relaciona-se com o reduzido tamanho da amostra ($n=16$), o qual poderá ter contribuído para a ausência de diferenças significativas em algumas das variáveis. Verificaram-se também algumas dificuldades na padronização da aplicação da ligadura. Apesar de esta ter sido sempre feita pela mesma pessoa, não foi padronizada a tensão feita e a força exercida aquando a aplicação da ligadura de Mulligan. Para além disto, enquanto o avaliador das variáveis controlo postural e tempo de latência do longo peroneal foi cego, o avaliador das variáveis de performance funcional não foi cego em relação ao tipo de ligadura aplicado.

Por outro lado, o teste de corrida, efetuado para padronizar o esforço previamente ao último momento de avaliação, apesar de ser um teste de esforço intenso intervalado, pode não replicar da maneira mais correta as exigências de um jogo de basquetebol pelo que, futuramente, aconselha-se a realização de um protocolo que simule as exigências de um jogo de basquetebol (por exemplo: Protocolo BEST – *Basketball Exercise Simulation Test*) (Scanlan et al., 2012).

No que respeita às variáveis de controlo postural, futuramente, testes de controlo postural dinâmicos (tais como o *Star Excursion Balance Test* e tarefas funcionais como a receção ao solo após um salto) poderão ser mais úteis na deteção de défices

sensoriomotores clinicamente relevantes que afetem o desempenho postural e, consequentemente, na detecção de melhorias com a aplicação de uma ligadura (McKeon and Hertel, 2008b, Gabriner et al., 2015, Brown et al., 2009, Brown et al., 2012, Ross and Guskiewicz, 2004, Riemann, 2002, Linens et al., 2014).

Poderia, também, ter sido interessante existir mais uma sessão em que os indivíduos fossem avaliados sem ligadura nos três momentos de avaliação, por forma a possibilitar a comparação dos resultados em cada momento de avaliação de todas as variáveis e verificar a existência de diferenças entre a utilização e não utilização de ligadura. Por outro lado, a introdução de medidas de confiança e percepção de estabilidade poderiam ser úteis para detetar diferenças entre a ligadura de reposicionamento do perónio de Mulligan e a ligadura placebo (Delahunt et al., 2010b). É fundamental, no futuro, a padronização dos critérios de inclusão utilizados nos estudos que avaliem a instabilidade crónica da tibiotársica e o desenvolvimento de estudos com amostras de maior dimensão.

6. CONCLUSÃO

Este estudo parece sugerir que não há diferenças no controlo postural estático nem na performance funcional de basquetebolistas com instabilidade crónica da tibiotalar entre a ligadura de reposicionamento do perónio de Mulligan e uma ligadura placebo. Contudo, a ligadura de reposicionamento do perónio de Mulligan parece melhorar o tempo de latência do longo peroneal quando comparada com uma ligadura placebo após a corrida. São necessários mais estudos com amostras maiores que confirmem estes resultados.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- AGEBERG, E., ZATTERSTROM, R. & MORITZ, U. 1998. Stabilometry and one-leg hop test have high test-retest reliability. *Scand J Med Sci Sports*, 8, 198-202.
- ARNOLD, B. L., DE LA MOTTE, S. J., LINENS, S. W. & ROSS, S. E. 2009. Ankle instability is associated with balance impairments: a meta-analysis. *Med Sci Sports Exerc*, 41, 1048-1062.
- ATTENBOROUGH, A. S., HILLER, C. E., SMITH, R. M., STUELCKEN, M., GREENE, A. & SINCLAIR, P. J. 2014. Chronic ankle instability in sporting populations. *Sports Med*, 44, 1545-1556.
- BANGSBO, J., IAIA, F. M. & KRUSTRUP, P. 2008. The Yo-Yo intermittent recovery test : a useful tool for evaluation of physical performance in intermittent sports. *Sports Med*, 38, 37-51.
- BENESCH, S., PÜTZ, W., ROSENBAUM, D. & BECKER, H.-P. 2000. Reliability of peroneal reaction time measurements. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 15, 21-28.
- BICICI, S., KARATAS, N. & BALTACI, G. 2012. Effect of Athletic Taping and Kinesiotaping® on measurements of functional performance in basketball players with chronic inversion ankle sprains. *Int J Sports Phys Ther*, 7, 154-166.
- BRIEM, K., EYTHORSDDOTTIR, H., MAGNUSDOTTIR, R. G., PALMARSSON, R., RUNARSDOTTIR, T. & SVEINSSON, T. 2011. Effects of kinesio tape compared with nonelastic sports tape and the untaped ankle during a sudden inversion perturbation in male athletes. *J Orthop Sports Phys Ther*, 41, 328-35.
- BROWN, C., BOWSER, B. & SIMPSON, K. J. 2012. Movement variability during single leg jump landings in individuals with and without chronic ankle instability. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 27, 52-63.
- BROWN, C., PADUA, D., MARSHALL, S. W. & GUSKIEWICZ, K. 2008. Individuals with mechanical ankle instability exhibit different motion patterns than those with functional ankle instability and ankle sprain copers. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 23, 822-831.
- BROWN, C., ROSS, S., MYNARK, R. & GUSKIEWICZ, K. M. 2004. Assessing Functional Ankle Instability With Joint Position Sense, Time to Stabilization, and Electromyography. *J Sport Rehabil.*, 13, 122-134.
- BROWN, C. N., PADUA, D. A., MARSHALL, S. W. & GUSKIEWICZ, K. M. 2009. Variability of motion in individuals with mechanical or functional ankle instability during a stop jump maneuver. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 24, 762-768.
- BUCHANAN, A., DOCHERTY, C. & SCHRADER, J. 2008. Functional Performance Testing in Participants With Functional Ankle Instability and in a Healthy Control Group. *J Athl Train*, 43.
- BULLOCK-SAXTON, J. E., JANDA, V. & BULLOCK, M. I. 1994. The influence of ankle sprain injury on muscle activation during hip extension. *Int J Sports Med*, 15, 330-334.
- CAFFREY, E., DOCHERTY, C. L., SCHRADER, J. & KLOSSNER, J. 2009. The ability of 4 single-limb hopping tests to detect functional performance deficits in individuals with functional ankle instability. *J Orthop Sports Phys Ther*, 39, 799-806.

- CASTAGNA, C., IMPELLIZZERI, F. M., RAMPININI, E., D'OTTAVIO, S. & MANZI, V. 2008. The Yo-Yo intermittent recovery test in basketball players. *J Sci Med Sport*, 11, 202-208.
- CAULFIELD, B. 2000. Functional Instability of the Ankle Joint. *Physiotherapy*, 86, 401-411.
- CAULFIELD, B., CRAMMOND, T., REYNOLDS, S., WARD, T. & O'SULLIVAN, A. 2004. Altered Ankle-Muscle Activation During Jump Landing in Participants With Functional Instability of the Ankle Joint. *J Sport Rehabil*, 13, 189-200.
- CHAN, K. M., FU, F. & LEUNG, L. 1984. Sports injuries survey on university students in Hong Kong. *Br J Sports Med*, 18, 195-202.
- CHINN, L., DICHARRY, J. & HERTEL, J. 2013. Ankle kinematics of individuals with chronic ankle instability while walking and jogging on a treadmill in shoes. *Phys Ther Sport*, 14, 232-239.
- CHOU, E., KIM, K. M., BAKER, A. G., HERTEL, J. & HART, J. M. 2013. Lower leg neuromuscular changes following fibular reposition taping in individuals with chronic ankle instability. *Man Ther*, 18, 316-320.
- CORREIA, C., LOPES, S., GONÇALVES, R., TORRES, R., PINHO, F., GONÇALVES, P., RODRIGUES, M., COSTA, R., LOPES, M. & RIBEIRO, F. 2015. Kinesiology taping does not change fibularis longus latency time and postural sway. *J Bodyw Mov Ther*.
- CUMPS, E., VERHAGEN, E. & MEEUSEN, R. 2007. Efficacy of a sports specific balance training programme on the incidence of ankle sprains in basketball. *J Sports Sci Med*, 6, 212-9.
- CZAJKA, C. M., TRAN, E., CAI, A. N. & DIPRETA, J. A. 2014. Ankle sprains and instability. *Med Clin North Am*, 98, 313-329.
- DABADGHAV, R. 2015. Correlation of ankle eversion to inversion strength ratio and static balance in dominant and non-dominant limbs of basketball players. *J Sports Med Phys Fitness*.
- DE NORONHA, M., REFSHAUGE, K., KILBREATH, J. & CROSBIE, J. 2007. Loss of proprioception or motor control is not related to functional ankle instability: an observational study. *Aust J Physiother*, 53, 194-198.
- DE NORONHA, M., REFSHAUGE, K. M., HERBERT, R. D. & KILBREATH, S. L. 2006. Do voluntary strength, proprioception, range of motion, or postural sway predict occurrence of lateral ankle sprain? *Brit J Sport Med*, 40, 824-828.
- DELAHUNT, E. 2007. Neuromuscular contributions to functional instability of the ankle joint. *J Bodyw Mov Ther*, 11, 203-213.
- DELAHUNT, E., COUGHLAN, G. F., CAULFIELD, B., NIGHTINGALE, E. J., LIN, C. W. & HILLER, C. E. 2010a. Inclusion criteria when investigating insufficiencies in chronic ankle instability. *Med Sci Sports Exerc*, 42, 2106-2121.
- DELAHUNT, E., MCGRATH, A., DORAN, N. & COUGHLAN, G. F. 2010b. Effect of taping on actual and perceived dynamic postural stability in persons with chronic ankle instability. *Arch Phys Med Rehabil*, 91, 1383-1389.
- DELAHUNT, E., MONAGHAN, K. & CAULFIELD, B. 2006. Changes in lower limb kinematics, kinetics, and muscle activity in subjects with functional instability of the ankle joint during a single leg drop jump. *J Orthop Res*, 24, 1991-2000.
- DELIAGINA, T. G., ZELENIN, P. V. & ORLOVSKY, G. N. 2012. Physiological and circuit mechanisms of postural control. *Curr Opin Neurobiol*, 22, 646-652.

- DENEGAR, C. R. & MILLER, S. J. 2002. Can Chronic Ankle Instability Be Prevented? Rethinking Management of Lateral Ankle Sprains. *J Athl Train*, 37, 430-435.
- DOCHERTY, C. L., ARNOLD, B. L., GANSNEDER, B. M., HURWITZ, S. & GIECK, J. 2005. Functional-Performance Deficits in Volunteers With Functional Ankle Instability. *J Athl Train*, 40, 30-34.
- DOCHERTY, C. L., MOORE, J. H. & ARNOLD, B. L. 1998. Effects of strength training on strength development and joint position sense in functionally unstable ankles. *J Athl Train*, 33, 310-4.
- DOHERTY, C., BLEAKLEY, C., HERTEL, J., CAULFIELD, B., RYAN, J. & DELAHUNT, E. 2014a. Postural control strategies during single limb stance following acute lateral ankle sprain. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 29, 643-649.
- DOHERTY, C., DELAHUNT, E., CAULFIELD, B., HERTEL, J., RYAN, J. & BLEAKLEY, C. 2014b. The incidence and prevalence of ankle sprain injury: a systematic review and meta-analysis of prospective epidemiological studies. *Sports Med*, 44, 123-140.
- DONOVAN, L. & HERTEL, J. 2012. A new paradigm for rehabilitation of patients with chronic ankle instability. *Phys Sportsmed*, 40, 41-51.
- EAST, M., BLACKBURN, J., DISTEFANO, L., ZINDER, & NORCROSS, M. 2010. Effects of Fibular Repositioning Tape on Ankle Kinematics and Muscle Activity. *Athletic Training and Sports Health Care*, 2, 113-122.
- EBIG, M., LEPHART, S. M., BURDETT, R. G., MILLER, M. C. & PINCIVERO, D. M. 1997. The effect of sudden inversion stress on EMG activity of the peroneal and tibialis anterior muscles in the chronically unstable ankle. *J Orthop Sports Phys Ther*, 26, 73-7.
- EREN, O. T., KUCUKKAYA, M., KABUKCUOGLU, Y. & KUZGUN, U. 2003. The role of a posteriorly positioned fibula in ankle sprain. *Am J Sports Med*, 31, 995-998.
- EVANS, T., HERTEL, J. & SEBASTIANELLI, W. 2004. Bilateral deficits in postural control following lateral ankle sprain. *Foot Ankle Int*, 25, 833-839.
- FONG, D. T., HA, S. C., MOK, K. M., CHAN, C. W. & CHAN, K. M. 2012. Kinematics analysis of ankle inversion ligamentous sprain injuries in sports: five cases from televised tennis competitions. *Am J Sports Med*, 40, 2627-2632.
- FONG, D. T., HONG, Y., CHAN, L. K., YUNG, P. S. & CHAN, K. M. 2007. A systematic review on ankle injury and ankle sprain in sports. *Sports Med*, 37, 73-94.
- FU, A. S. & HUI-CHAN, C. W. 2005. Ankle joint proprioception and postural control in basketball players with bilateral ankle sprains. *Am J Sports Med*, 33, 174-182.
- GABRINER, M. L., HOUSTON, M. N., KIRBY, J. L. & HOCH, M. C. 2015. Contributing factors to star excursion balance test performance in individuals with chronic ankle instability. *Gait Posture*, 41, 912-916.
- GIZA, E., FULLER, C., JUNGE, A. & DVORAK, J. 2003. Mechanisms of foot and ankle injuries in soccer. *Am J Sports Med*, 31, 550-554.
- GOLDIE, P. A., BACH, T. M. & EVANS, O. M. 1989. Force platform measures for evaluating postural control: reliability and validity. *Arch Phys Med Rehabil*, 70, 510-517.
- GRIBBLE, P. A., DELAHUNT, E., BLEAKLEY, C., CAULFIELD, B., DOCHERTY, C. L., FOURCHET, F., FONG, D., HERTEL, J., HILLER, C., KAMINSKI, T. W., MCKEON, P. O., REFSHAUGE, K. M., VAN DER WEES, P., VICENZINO, B. & WIKSTROM, E. A. 2013. Selection criteria for patients with chronic ankle instability in controlled

- research: a position statement of the International Ankle Consortium. *J Orthop Sports Phys Ther*, 43, 585-591.
- GRINDSTAFF, T. L., HANISH, M. J., WHEELER, T. J., BASNETT, C. R., MIRIOVSKY, D. J., DANIELSON, E. L., BARR, J. B. & JOSEPH THRELKELD, A. 2015. Fibular taping does not alter lower extremity spinal reflex excitability in individuals with chronic ankle instability. *J Electromyogr Kinesiol*, 25, 253-259.
- GUTIERREZ, G., KAMINSKI, T. & DOUEX, A. T. 2009. Neuromuscular Control and Ankle Instability. *PM&R*, 1, 359-365.
- GUZMÁN-MUÑOZ, E., GATICA-ROJAS, V. & MÉNDEZ-REBOLLEDO, G. 2015. Correlación entre el control postural y neuromuscular con cuestionarios de percepción funcional en deportistas con inestabilidad de tobillo. *Fisioterapia*, 37, 60-66.
- HAAS, B. M. & BURDEN, A. M. 2000. Validity of weight distribution and sway measurements of the Balance Performance Monitor. *Physiother Res Int*, 5, 19-32.
- HALE, S. A., HERTEL, J. & OLMSTED-KRAMER, L. C. 2007. The effect of a 4-week comprehensive rehabilitation program on postural control and lower extremity function in individuals with chronic ankle instability. *J Orthop Sports Phys Ther*, 37, 303-11.
- HASS, C. J., BISHOP, M. D., DOIDGE, D. & WIKSTROM, E. A. 2010. Chronic ankle instability alters central organization of movement. *Am J Sports Med*, 38, 829-834.
- HERB, C. C. & HERTEL, J. 2014. Current concepts on the pathophysiology and management of recurrent ankle sprains and chronic ankle instability. *Curr Phys Med Rehabil Rep*, 2, 25-34.
- HERMENS, H. J., FRERIKS, B., DISSELHORST-KLUG, C. & RAU, G. 2000. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*, 10, 361-374.
- HERSHKOVICH, O., TENENBAUM, S., GORDON, B., BRUCK, N., THEIN, R., DERAZNE, E., TZUR, D., SHAMISS, A. & AFEK, A. 2015. A large-scale study on epidemiology and risk factors for chronic ankle instability in young adults. *J Foot Ankle Surg*, 54, 183-187.
- HERTEL, J. 2000. Functional instability following lateral ankle sprain. *Sports Med*, 29, 361-371.
- HERTEL, J. 2002. Functional Anatomy, Pathomechanics, and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability. *J Athl Train*, 37, 364-375.
- HERTEL, J. 2008. Sensorimotor deficits with ankle sprains and chronic ankle instability. *Clin Sports Med*, 27, 353-370.
- HERTEL, J. & OLMSTED-KRAMER, L. C. 2007. Deficits in time-to-boundary measures of postural control with chronic ankle instability. *Gait Posture*, 25, 33-39.
- HILLER, C. E., KILBREATH, S. L. & REFSHAUGE, K. M. 2011a. Chronic ankle instability: evolution of the model. *J Athl Train*, 46, 133-141.
- HILLER, C. E., NIGHTINGALE, E. J., LIN, C. W., COUGHLAN, G. F., CAULFIELD, B. & DELAHUNT, E. 2011b. Characteristics of people with recurrent ankle sprains: a systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med*, 45, 660-672.
- HILLER, C. E., REFSHAUGE, K. M., HERBERT, R. D. & KILBREATH, S. L. 2007. Balance and recovery from a perturbation are impaired in people with functional ankle instability. *Clin J Sport Med*, 17, 269-275.

- HILLER, C. E., REFSHAUGE, K. M., HERBERT, R. D. & KILBREATH, S. L. 2008. Intrinsic predictors of lateral ankle sprain in adolescent dancers: a prospective cohort study. *Clin J Sport Med*, 18, 44-48.
- HINTERMANN, B. 1999. Biomechanics of the unstable ankle joint and clinical implications. *Med Sci Sports Exerc*, 31, 459-469.
- HOCH, M. C., FARWELL, K. E., GAVEN, S. L. & WEINHANDL, J. T. 2015. Weight-Bearing Dorsiflexion Range of Motion and Landing Biomechanics in Individuals With Chronic Ankle Instability. *J Athl Train*, 50, 833-839.
- HOCH, M. C. & MCKEON, P. O. 2011. Joint mobilization improves spatiotemporal postural control and range of motion in those with chronic ankle instability. *J Orthop Res*, 29, 326-32.
- HOCH, M. C. & MCKEON, P. O. 2014. Peroneal reaction time after ankle sprain: a systematic review and meta-analysis. *Med Sci Sports Exerc*, 46, 546-556.
- HOPKINS, J. T., COGLIANESE, M., GLASGOW, P., REESE, S. & SEELEY, M. K. 2012. Alterations in evertor/invertor muscle activation and center of pressure trajectory in participants with functional ankle instability. *J Electromyogr Kinesiol*, 22, 280-285.
- HOPKINS, J. T. & INGERSOLL, C. D. 2000. Arthrogenic muscle inhibition: a limiting factor in joint rehabilitation. *J Sport Rehabil*, 9, 135-159.
- HOPPER, D., SAMSSON, K., HULENIK, T., NG, C., HALL, T. & ROBINSON, K. 2009. The influence of Mulligan ankle taping during balance performance in subjects with unilateral chronic ankle instability. *Phys Ther Sport*, 10, 125-130.
- HUBBARD, T. J. & HERTEL, J. 2008. Anterior positional fault of the fibula after sub-acute lateral ankle sprains. *Man Ther*, 13, 63-67.
- HUBBARD, T. J., HERTEL, J. & SHERBONDY, P. 2006. Fibular position in individuals with self-reported chronic ankle instability. *J Orthop Sports Phys Ther*, 36, 3-9.
- HUBBARD, T. J. & HICKS-LITTLE, C. A. 2008. Ankle ligament healing after an acute ankle sprain: an evidence-based approach. *J Athl Train*, 43, 523-529.
- HUBBARD, T. J. & KAMINSKI, T. 2002. Kinesthesia Is Not Affected by Functional Ankle Instability Status. *J Athl Train*, 37, 481-486.
- HUBBARD, T. J., KRAMER, L. C., DENEGAR, C. R. & HERTEL, J. 2007. Contributing factors to chronic ankle instability. *Foot Ankle Int*, 28, 343-354.
- ITO, E., IWAMOTO, J., AZUMA, K. & MATSUMOTO, H. 2015. Sex-specific differences in injury types among basketball players. *Open Access J Sports Med*, 6, 1-6.
- JACOBS, J. V. 2014. Why we need to better understand the cortical neurophysiology of impaired postural responses with age, disease, or injury. *Front Integr Neurosci*, 8, 69.
- KAMINSKI, T. W. & HARTSELL, H. D. 2002. Factors Contributing to Chronic Ankle Instability: A Strength Perspective. *J Athl Train*, 37, 394-405.
- KAVANAGH, J. 1999. Is there a positional fault at the inferior tibiofibular joint in patients with acute or chronic ankle sprains compared to normals? *Man Ther*, 4, 19-34.
- KAVANAGH, J. J., BISSET, L. M. & TSAO, H. 2012. Deficits in reaction time due to increased motor time of peroneus longus in people with chronic ankle instability. *J Biomech*, 45, 605-608.

- KIM, K. M., INGERSOLL, C. D. & HERTEL, J. 2012. Altered postural modulation of Hoffmann reflex in the soleus and fibularis longus associated with chronic ankle instability. *J Electromyogr Kinesiol*, 22, 997-1002.
- KOBAYASHI, T. & GAMADA, K. 2014. Lateral Ankle Sprain and Chronic Ankle Instability: A Critical Review. *Foot Ankle Spec*, 7, 298-326.
- KRISTIANSLUND, E., BAHR, R. & KROSSHAUG, T. 2011. Kinematics and kinetics of an accidental lateral ankle sprain. *J Biomech*, 44, 2576-2578.
- LAM, K. C., SNYDER VALIER, A. R. & VALOVICH MCLEOD, T. C. 2015. Injury and treatment characteristics of sport-specific injuries sustained in interscholastic athletics: a report from the athletic training practice-based research network. *Sports Health*, 7, 67-74.
- LEBRUN, C. T. & KRAUSE, J. O. 2005. Variations in mortise anatomy. *Am J Sports Med*, 33, 852-855.
- LEE, A., LIN, W.-H. & HUANG, C. 2006. Impaired proprioception and poor static postural control in subjects with functional instability of the ankle. *J Exerc Sci Fit.*, 4, 117-125.
- LEE, A. J. & LIN, W. H. 2008. Twelve-week biomechanical ankle platform system training on postural stability and ankle proprioception in subjects with unilateral functional ankle instability. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 23, 1065-1072.
- LENTELL, G. L., KATZMAN, L. L. & WALTERS, M. R. 1990. The Relationship Between Muscle Function and Ankle Stability. *J Orthop Sports Phys Ther*, 11, 605-611.
- LEVIN, O., VAN NEVEL, A., MALONE, C., VAN DEUN, S., DUYSSENS, J. & STAES, F. 2012. Sway activity and muscle recruitment order during transition from double to single-leg stance in subjects with chronic ankle instability. *Gait Posture*, 36, 546-551.
- LINENS, S. W., ROSS, S. E., ARNOLD, B. L., GAYLE, R. & PIDCOE, P. 2014. Postural-stability tests that identify individuals with chronic ankle instability. *J Athl Train*, 49, 15-23.
- LOFVENBERG, R., KARRHOLM, J., SUNDELIN, G. & AHLGREN, O. 1995. Prolonged reaction time in patients with chronic lateral instability of the ankle. *Am J Sports Med*, 23, 414-7.
- MASSION, J. 1994. Postural control system. *Curr Opin Neurobiol*, 4, 877-887.
- MAVI, A., YILDIRIM, H., GUNES, H., PESTAMALCI, T. & GUMUSBURUN, E. 2002. The fibular incisura of the tibia with recurrent sprained ankle on magnetic resonance imaging. *Saudi Med J*, 23, 845-849.
- MCDERMOTT, J. E., SCRANTON, P. E., JR. & ROGERS, J. V. 2004. Variations in fibular position, talar length, and anterior talofibular ligament length. *Foot Ankle Int*, 25, 625-629.
- MCGUINE, T. A. & KEENE, J. S. 2006. The effect of a balance training program on the risk of ankle sprains in high school athletes. *Am J Sports Med*, 34, 1103-11.
- MCKAY, G. D., GOLDIE, P. A., PAYNE, W. R. & OAKES, B. W. 2001a. Ankle injuries in basketball: injury rate and risk factors. *Br J Sports Med*, 35, 103-108.
- MCKAY, G. D., GOLDIE, P. A., PAYNE, W. R., OAKES, B. W. & WATSON, L. F. 2001b. A prospective study of injuries in basketball: a total profile and comparison by gender and standard of competition. *J Sci Med Sport*, 4, 196-211.

- MCKEON, J. M. & MCKEON, P. O. 2012. Evaluation of joint position recognition measurement variables associated with chronic ankle instability: a meta-analysis. *J Athl Train*, 47, 444-456.
- MCKEON, P. O. & HERTEL, J. 2008a. Spatiotemporal postural control deficits are present in those with chronic ankle instability. *BMC Musculoskelet Disord*, 9, 76.
- MCKEON, P. O. & HERTEL, J. 2008b. Systematic review of postural control and lateral ankle instability, part I: can deficits be detected with instrumented testing. *J Athl Train*, 43, 293-304.
- MCLEOD, T. C., ARMSTRONG, T., MILLER, M. & SAUERS, J. L. 2009. Balance improvements in female high school basketball players after a 6-week neuromuscular-training program. *J Sport Rehabil*, 18, 465-81.
- MCVEY, E. D., PALMIERI, R. M., DOCHERTY, C. L., ZINDER, S. M. & INGERSOLL, C. D. 2005. Arthrogenic muscle inhibition in the leg muscles of subjects exhibiting functional ankle instability. *Foot Ankle Int*, 26, 1055-1061.
- MEEUWISSE, W. H., SELLMER, R. & HAGEL, B. E. 2003. Rates and risks of injury during intercollegiate basketball. *Am J Sports Med*, 31, 379-385.
- MITCHELL, A., DYSON, R., HALE, T. & ABRAHAM, C. 2008a. Biomechanics of ankle instability. Part 1: Reaction time to simulated ankle sprain. *Med Sci Sports Exerc*, 40, 1515-1521.
- MITCHELL, A., DYSON, R., HALE, T. & ABRAHAM, C. 2008b. Biomechanics of ankle instability. Part 2: Postural sway-reaction time relationship. *Med Sci Sports Exerc*, 40, 1522-1528.
- MOILER, K., HALL, T. & ROBINSON, K. 2006. The role of fibular tape in the prevention of ankle injury in basketball: A pilot study. *J Orthop Sports Phys Ther*, 36, 661-668.
- MOK, K. M., FONG, D. T., KROSSHAUG, T., ENGBRETSSEN, L., HUNG, A. S., YUNG, P. S. & CHAN, K. M. 2011. Kinematics analysis of ankle inversion ligamentous sprain injuries in sports: 2 cases during the 2008 Beijing Olympics. *Am J Sports Med*, 39, 1548-1552.
- MULLIGAN, B. 2010. *Manual Therapy: NAGS, SNAGS, MWMS, etc. 6th ed.*, Wellington, New Zealand.
- MUNN, J., SULLIVAN, S. J. & SCHNEIDERS, A. G. 2010. Evidence of sensorimotor deficits in functional ankle instability: a systematic review with meta-analysis. *J Sci Med Sport*, 13, 2-12.
- NEEDLE, A. R., PALMER, J. A., KESAR, T. M., BINDER-MACLEOD, S. A. & SWANIK, C. B. 2013. Brain regulation of muscle tone in healthy and functionally unstable ankles. *J Sport Rehabil*, 22, 202-211.
- PALMIERI-SMITH, R. M., HOPKINS JT FAU - BROWN, T. N. & BROWN, T. N. 2009. Peroneal activation deficits in persons with functional ankle instability. *Am J Sports Med*, 37, 982-988.
- PALMIERI, R. M., INGERSOLL, C. D. & HOFFMAN, M. A. 2004. The Hoffmann Reflex: Methodologic Considerations and Applications for Use in Sports Medicine and Athletic Training Research. *J Athl Train*, 39, 268-277.
- PEFANIS, N., KARAGOUNIS, P., TSIGANOS, G., ARMENIS, E. & BALTOPOULOS, P. 2009. Tibiofemoral angle and its relation to ankle sprain occurrence. *Foot Ankle Spec*, 2, 271-276.

- PELLETIER, R., HIGGINS, J. & BOURBONNAIS, D. 2015. Addressing Neuroplastic Changes in Distributed Areas of the Nervous System Associated With Chronic Musculoskeletal Disorders. *Phys Ther*.
- PIETROSIMONE, B. G. & GRIBBLE, P. A. 2012. Chronic ankle instability and corticomotor excitability of the fibularis longus muscle. *J Athl Train*, 47, 621-626.
- PONCE-GONZALEZ, J. G., SANCHIS-MOYSI, J., GONZALEZ-HENRIQUEZ, J., ARTEAGA-ORTIZ, R., CALBET, J. & DORADO, C. 2014. A reliable unipedal stance test for the assessment of balance using a force platform. *J Sports Med Phys Fitness*, 54, 108-117.
- PONTAGA, I. 2004. Ankle joint evtor-invertor muscle torque ratio decrease due to recurrent lateral ligament sprains. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 19, 760-762.
- POPE, M., CHINN, L., MULLINEAUX, D., MCKEON, P. O., DREWES, L. & HERTEL, J. 2011. Spatial postural control alterations with chronic ankle instability. *Gait Posture*, 34, 154-158.
- POPE, R., HERBERT, R. & KIRWAN, J. 1998. Effects of ankle dorsiflexion range and pre-exercise calf muscle stretching on injury risk in Army recruits. *Aust J Physiother*, 44, 165-172.
- POURKAZEMI, F., HILLER, C. E., RAYMOND, J., NIGHTINGALE, E. J. & REFSHAUGE, K. M. 2014. Predictors of chronic ankle instability after an index lateral ankle sprain: A systematic review. *J Sci Med Sport*, 17, 568-573.
- RAYMOND, J., NICHOLSON, L. L., HILLER, C. E. & REFSHAUGE, K. M. 2012. The effect of ankle taping or bracing on proprioception in functional ankle instability: a systematic review and meta-analysis. *J Sci Med Sport*, 15, 386-392.
- REFSHAUGE, K., KILBREATH, S. & RAYMOND, J. 2003. Deficits in detection of inversion and eversion movements among subjects with recurrent ankle sprains. *J Orthop Sports Phys Ther*, 33, 166-173.
- RIEMANN, B. 2002. Is There a Link Between Chronic Ankle Instability and Postural Instability? *J Athl Train*, 37, 386-393.
- ROSENBAUM, D., BECKER, H. P., GERNGROß, H. & CLAES, L. 2000. Peroneal reaction times for diagnosis of functional ankle instability. *J Foot Ankle Surg*, 6, 31-38.
- ROSS, S. E. & GUSKIEWICZ, K. M. 2004. Examination of static and dynamic postural stability in individuals with functionally stable and unstable ankles. *Clin J Sport Med*, 14, 332-338.
- ROSS, S. E., GUSKIEWICZ, K. M., GROSS, M. T. & YU, B. 2009. Balance measures for discriminating between functionally unstable and stable ankles. *Med Sci Sports Exerc*, 41, 399-407.
- RYAN, L. 1994. Mechanical stability, muscle strength and proprioception in the functionally unstable ankle. *Aust J Physiother*, 40, 41-7.
- SAFRAN, M., ZACHAZEWSKI, J., BENEDETTI, R., BARTOLOZZI, A. & R., M. 2000. Lateral ankle sprains: a comprehensive review Part 2: treatment and rehabilitation with an emphasis on the athlete. . *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 23, 438-447.
- SANTILLI, V., FRASCARELLI, M. A., PAOLONI, M., FRASCARELLI, F., CAMEROTA, F., DE NATALE, L. & DE SANTIS, F. 2005. Peroneus longus muscle activation pattern during gait cycle in athletes affected by functional ankle instability: a surface electromyographic study. *Am J Sports Med*, 33, 1183-1187.

- SANTOS, M. J. & LIU, W. 2008. Possible factors related to functional ankle instability. *J Orthop Sports Phys Ther*, 38, 150-7.
- SAWKINS, K., REFSHAUGE, K., KILBREATH, S. & RAYMOND, J. 2007. The placebo effect of ankle taping in ankle instability. *Med Sci Sports Exerc*, 39, 781-787.
- SCANLAN, A., DASCOMBE, B. & REABURN, P. 2012. The Construct and Longitudinal Validity of the Basketball Exercise Simulation Test. *J Strength Con Res*, 26, 523-530.
- SCHIFTAN, G. S., ROSS, L. A. & HAHNE, A. J. 2015. The effectiveness of proprioceptive training in preventing ankle sprains in sporting populations: a systematic review and meta-analysis. *J Sci Med Sport*, 18, 238-244.
- SCRANTON, P. E., MCDERMOTT, J. E. & ROGERS, J. V. 2000. The relationship between chronic ankle instability and variations in mortise anatomy and impingement spurs. *Foot Ankle Int*, 21, 657-664.
- SEKIR, U., YILDIZ, Y., HAZNECI, B., ORS, F. & AYDIN, T. 2007. Effect of isokinetic training on strength, functionality and proprioception in athletes with functional ankle instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 15, 654-664.
- SHARMA, N., SHARMA, A. & SINGH SANDHU, J. 2011. Functional performance testing in athletes with functional ankle instability. *Asian J Sports Med*, 2, 249-258.
- SHIELDS, C. A., NEEDLE, A. R., ROSE, W. C., SWANIK, C. B. & KAMINSKI, T. W. 2013. Effect of elastic taping on postural control deficits in subjects with healthy ankles, copers, and individuals with functional ankle instability. *Foot Ankle Int*, 34, 1427-35.
- SMITH, B. I., DOCHERTY, C. L., SIMON, J., KLOSSNER, J. & SCHRADER, J. 2012. Ankle strength and force sense after a progressive, 6-week strength-training program in people with functional ankle instability. *J Athl Train*, 47, 282-8.
- SOMEEH, M., NORASTEH, A., DANESHMANDI, H. & ASADI, A. 2015a. Influence of Mulligan Ankle Taping on Functional Performance Tests in Healthy Athletes and Athletes With Chronic Ankle Instability. *International Journal of Athletic Therapy & Training*, 20, 39-45.
- SOMEEH, M., NORASTEH, A. A., DANESHMANDI, H. & ASADI, A. 2015b. Immediate effects of Mulligan's fibular repositioning taping on postural control in athletes with and without chronic ankle instability. *Phys Ther Sport*, 16, 135-139.
- STARKEY, C. 2000. Injuries and illnesses in the national basketball association: a 10-year perspective. *J Athl Train*, 35, 161-167.
- TOL, J. L., D'HOOGHE, P. & KERKHOFFS, G. M. 2015. Sports Injuries of the Ankle. In: GLAUDEMANS, A. W. J. M., DIERCKX, R. A. J. O., GIELEN, J. L. M. A. & ZWERVER, J. (eds.) *Nuclear Medicine and Radiologic Imaging in Sports Injuries*. Springer Berlin Heidelberg.
- TROJIAN, T. H., CRACCO, A., HALL, M., MASCARO, M., AERNI, G. & RAGLE, R. 2013. Basketball injuries: caring for a basketball team. *Curr Sports Med Rep*, 12, 321-328.
- TROPP, H. & ODENRICK, P. 1988. Postural control in single-limb stance. *J Orthop Res*, 6, 833-9.
- TY HOPKINS, J., MCLODA, T. & MCCAW, S. 2007. Muscle activation following sudden ankle inversion during standing and walking. *Eur J Appl Physiol*, 99, 371-378.

- VAES, P., DUQUET, W. & VAN GHELUWE, B. 2002. Peroneal Reaction Times and Eversion Motor Response in Healthy and Unstable Ankles. *J Athl Train*, 37, 475-480.
- VAES, P., VAN GHELUWE, B. & DUQUET, W. 2001. Control of acceleration during sudden ankle supination in people with unstable ankles. *J Orthop Sports Phys Ther*, 31, 741-752.
- VAN DEN BEKEROM, M. P., KERKHOFFS, G. M., MCCOLLUM, G. A., CALDER, J. D. & VAN DIJK, C. N. 2013. Management of acute lateral ankle ligament injury in the athlete. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 21, 1390-1395.
- VAN RIJN, R. M., VAN OS, A. G., BERNSEN, R. M., LUIJSTERBURG, P. A., KOES, B. W. & BIERMA-ZEINSTRAS, S. M. 2008. What is the clinical course of acute ankle sprains? A systematic literature review. *Am J Med*, 121, 324-331.
- WHEELER, T. J., BASNETT, C. R., HANISH, M. J., MIRIOVSKY, D. J., DANIELSON, E. L., BARR, J. B., THRELKELD, A. J. & GRINDSTAFF, T. L. 2013. Fibular taping does not influence ankle dorsiflexion range of motion or balance measures in individuals with chronic ankle instability. *J Sci Med Sport*, 16, 488-492.
- WIKSTROM, E. A., FOURNIER, K. A. & MCKEON, P. O. 2010. Postural control differs between those with and without chronic ankle instability. *Gait Posture*, 32, 82-86.
- WIKSTROM, E. A., TILLMAN, F., CHMIELEWSKI, T. L., CAURAUGH, J. H., NAUGLE, K. & BORSA, P. A. 2012. Discriminating between copers and people with chronic ankle instability. *J Athl Train*, 47, 136-142.
- WIKSTROM, E. A., TILLMAN, M. D., CHMIELEWSKI, T. L., CAURAUGH, J. H. & BORSA, P. A. 2007. Dynamic postural stability deficits in subjects with self-reported ankle instability. *Med Sci Sports Exerc*, 39, 397-402.
- WILLEMS, T., WITVROUW, E., VERSTUYFT, J., VAES, P. & DE CLERCQ, D. 2002. Proprioception and Muscle Strength in Subjects With a History of Ankle Sprains and Chronic Instability. *J Athl Train*, 37, 487-493.
- WILLEMS, T. M., WITVROUW, E., DELBAERE, K., MAHIEU, N., DE BOURDEAUDHUIJ, I. & DE CLERCQ, D. 2005a. Intrinsic risk factors for inversion ankle sprains in male subjects: a prospective study. *Am J Sports Med*, 33, 415-423.
- WILLEMS, T. M., WITVROUW, E., DELBAERE, K., PHILIPPAERTS, R., DE BOURDEAUDHUIJ, I. & DE CLERCQ, D. 2005b. Intrinsic risk factors for inversion ankle sprains in females--a prospective study. *Scand J Med Sci Sports*, 15, 336-345.
- WITCHALLS, J. B., WADDINGTON, G., BLANCH, P. & ADAMS, R. 2012. Ankle Instability Effects on Joint Position Sense When Stepping Across the Active Movement Extent Discrimination Apparatus. *J Athl Train*, 47, 627-634.
- WRIGHT, C. J. & ARNOLD, B. L. 2012. Fatigue's effect on eversion force sense in individuals with and without functional ankle instability. *J Sport Rehabil*, 21, 127-136.
- WRIGHT, C. J., ARNOLD, B. L., ROSS, S. E. & LINENS, S. W. 2014. Recalibration and validation of the Cumberland Ankle Instability Tool cutoff score for individuals with chronic ankle instability. *Arch Phys Med Rehabil*, 95, 1853-1859.
- YDE, J. & NIELSEN, A. B. 1990. Sports injuries in adolescents' ball games: soccer, handball and basketball. *Br J Sports Med*, 24, 51-54.

ZEMKOVA, E. & HAMAR, D. 2010. The effect of 6-week combined agility-balance training on neuromuscular performance in basketball players. *J Sports Med Phys Fitness*, 50, 262-7.

8. APÊNDICES

8.1 Apêndice I – Consentimento informado

N. Participante: _____



Consentimento Informado – Participante

Título do projeto:	<i>Efeito da ligadura de reposicionamento do perónio em basquetebolistas com instabilidade crónica da tibiotársica</i>
---------------------------	--

A secção que se segue deverá ser preenchida por ti, colocando uma cruz na coluna mais apropriada:

	SIM	NÃO
1. Li o documento informativo sobre este estudo?		
2. Recebi informação suficiente e detalhada sobre este estudo?		
3. Percebi o que o estudo implica e o que me vai ser pedido?		
4. Percebi que posso fazer as perguntas que quiser e as minhas dúvidas foram todas esclarecidas?		
5. Compreendi que posso abandonar este estudo: <ul style="list-style-type: none">• Em qualquer altura• Sem dar qualquer explicação• Sem que daí resulte qualquer penalização para mim		
7. Concordo em participar voluntariamente neste estudo que inclui a avaliação do efeito da ligadura de reposicionamento do perónio no controlo postural e na atividade muscular		

Nome do Participante: _____

Assinatura do Participante: _____

Data: ____/____/____

Nome do Investigador: _____

Assinatura do Investigador: _____

Data: ____/____/____

8.2 Apêndice II – Documento informativo ao participante

N. Participante: _____



Documento Informativo ao Participante

“Efeito da ligadura de reposicionamento do perónio em basquetebolistas com instabilidade crónica da tibiotársica”

1. Apresentação do estudo

O meu nome é Yanina Alves Marques, sou Fisioterapeuta e aluna do 2º ano do Mestrado em Fisioterapia da Universidade de Aveiro e gostaria de te convidar para participar no estudo que pretendo realizar.

Antes de decidir se queres ou não participar, é importante que percebas os objetivos do estudo e todos os procedimentos que ele envolve. Assim, é necessário que leias atentamente as informações que se seguem, para que possas decidir de uma forma mais consciente. Eu e os meus orientadores estamos disponíveis para esclarecer quaisquer questões ou dúvidas que te possam surgir, pelo que os nossos contactos estão no final deste documento.

2. Quais os objetivos principais deste estudo?

O objetivo do estudo prende-se com a necessidade de perceber se a aplicação de um tipo de ligadura muito utilizada pelos fisioterapeutas, a ligadura de reposicionamento do perónio, poderá melhorar o tempo de latência muscular, o controlo postural e a performance funcional aquando da prática de basquetebol em indivíduos que apresentam instabilidade crónica da tibiotársica.

3. Sou obrigado a participar no estudo?

A decisão de participar ou não no estudo é tua! Se decidires participar pedimos-te que assines a folha do consentimento informado. O consentimento informado garante que tu sabes o que vai ser feito no estudo e queres participar de livre vontade. Se decidires participar e depois quiseses desistir, poderás fazê-lo em qualquer altura e sem dar nenhuma justificação.

4. O que irá acontecer se eu decidir participar?

O estudo será dividido em duas sessões com um intervalo mínimo de 7 dias entre elas. Se decidires participar no estudo vamos pedir-te assines o consentimento informado e que respondas a dois questionários com algumas questões relacionadas com o teu tornozelo. Seguidamente será avaliado o controlo postural numa plataforma de forças (será solicitada a manutenção de apoio só num pé em cima da plataforma durante 15 segundos 3 vezes), o tempo de latência de um músculo através de eletromiografia de superfície (com ajuda de uns elétrodos colados na superfície da pele) aquando da manutenção em pé numa plataforma que simulará o movimento de entorse da tibiotársica e, por último, a realização de dois exercícios que implicam a realização de saltos num determinado percurso. Posteriormente será aplicada uma ligadura (em cada sessão será aplicada uma ligadura diferente). Após aplicação da ligadura, serão medidos novamente os parâmetros supracitados. Por fim, será solicitada a realização de um teste de corrida, seguida por nova medição dos parâmetros. As recolhas dos dados serão feitas no laboratório de Estudo do Movimento Humano da Escola Superior de Saúde da Universidade de Aveiro. De forma a facilitar as medições e a intervenção pedimos-te que tragas roupa desportiva (calções e sapatilhas de basquetebol).

O agendamento das sessões será sempre de acordo com a tua disponibilidade.

5. Quanto tempo demorará a sessão de recolha de dados?

Cada sessão demorará aproximadamente uma hora.

6. O que irá acontecer aos dados recolhidos?

Os dados recolhidos serão analisados pela equipa de investigação deste projeto, que os irão tratar com o maior respeito, sendo que todos os dados recolhidos serão confidenciais. Todos os envolvidos no estudo sabem que não podem divulgar a tua identidade, nem usar os dados recolhidos para outros fins que não os estritamente relacionados com os objetivos deste estudo. Os dados recolhidos farão parte da minha dissertação de Mestrado e, eventualmente, de artigos científicos ou apresentações. Contudo, o que será divulgado são as respostas ao questionário e as avaliações do controlo postural, da ativação muscular, e da performance funcional, isto é, números que caracterizam o que foi avaliado mas que não permitem identificar a pessoa que nos deu a informação.

7. O que tenho de fazer?

Não é necessário ter nenhuma precaução especial, é apenas necessária a utilização de roupa desportiva e das sapatilhas com que normalmente pratica basquetebol.

8. Quais são os possíveis benefícios de participar neste estudo?

O estudo realiza-se no âmbito de um Projeto de Mestrado e ajudará a perceber os mecanismos através dos quais um tipo de ligadura usado pelos fisioterapeutas pode atuar. Contudo, os resultados deste estudo não te ajudarão a ti diretamente.

9. Poderá alguma coisa correr mal?

Não estamos à espera que algo corra mal, uma vez que o estudo envolve fisioterapeutas com experiência na área e os procedimentos aplicados não têm efeitos adversos conhecidos a não ser reações alérgicas ao adesivo pouco frequentes e que apenas ocorrem se a ligadura permanecer durante um longo período de tempo em contacto com a pele.

10. Será assegurada a confidencialidade dos dados?

O teu anonimato será sempre garantido. Para tal eu terei em conta normas éticas e legais e toda a informação recolhida a teu respeito será codificada e mantida estritamente confidencial para todos os que não estejam diretamente envolvidos no estudo. Os dados recolhidos, tanto nos questionários, como através de medições, serão utilizados apenas para este estudo.

11. Terei que ter despesas relacionadas com este estudo?

Não existem despesas diretamente relacionadas com o estudo. Apenas as deslocações ao laboratório para efeito de recolhas poderão constituir uma viagem extraordinária.

12. A quem devo contactar em caso de ter alguma dúvida ou algum problema?

Se tiveres alguma dúvida ou queixa e/ou quiseses falar sobre algum aspeto da investigação, poderás contactar:

Investigador Responsável:

Fisioterapeuta Yanina Alves Marques
Rua da Associação Cultural de Salreu, nº15
Telemóvel: 916415573
E-mail: yaninaalves@ua.pt

Orientadora:

Professora Doutora Anabela Silva
Escola Superior de Saúde,
Edif. 30 Agras do Castro
Campus Universitário de Aveiro
Telefone: 234 370 200; Extensão: 23899
E-mail: asilva@ua.pt

Co-orientador:

Professor Doutor Fernando Ribeiro
Escola Superior de Saúde,
Edif. 30 Agras do Castro
Campus Universitário de Aveiro
E-mail: fernando.ribeiro@ua.pt

8.3 Apêndice III – Despiste dos critérios de exclusão

N. Participante: _____



Despiste dos critérios de exclusão

Selecione a opção **SIM** se já lhe aconteceu pelo menos um dos episódios referidos a seguir. Se não se identifica com nenhum dos episódios selecione a opção **NÃO**.

História de intervenção cirúrgica no membro inferior
Lesão em um ou outro membro inferior nos últimos 3 meses que tenha causado interrupção da prática desportiva em mais de 1 dia
História de fratura em um ou outro membro inferior

<input type="checkbox"/> SIM	<input type="checkbox"/> NÃO
-------------------------------------	-------------------------------------

Informações clínicas referentes a cada tornozelo				
	ESQUERDO		DIREITO	
	SIM	NÃO	SIM	NÃO
1. Já sofreu mais do que uma entorse				
2. Teve algum episódio de sensação do pé “falhar” nos últimos 2 meses				

8.4 Apêndice IV - Dados sociodemográficos, antropométricos e de eletromiografia

N. Participante: _____



Dados sociodemográficos e antropométricos

Idade _____

Sexo _____

Peso _____

Altura _____

Ordem das sessões: 1ª _____; 2ª _____

Eletromiografia

Membro Inferior em estudo: Esquerdo ☐

Direito ☐

Nº do eletrodo MI:

	1ª Sessão ____-____-____	2ª Sessão ____-____-____
Sem ligadura		
Após ligadura		
Após exercício		

Nº do eletrodo Trap Door:

	1ª Sessão ____-____-____	2ª Sessão ____-____-____
Sem ligadura		
Após ligadura		
Após exercício		

8.5 Apêndice V – Testes de performance funcional

N. Participante: _____

Testes de Performance Funcional

1ª Sessão: ____-____-____

Hop test Lateral

Repetição	1ª Avaliação	2ª Avaliação	3ª Avaliação
1º			
2º			
3º			

Hop test em 8

Repetição			
1º			
2º			
3º			

2ª Sessão ____-____-____

Hop test Lateral

Repetição	1ª Avaliação	2ª Avaliação	3ª Avaliação
1º			
2º			
3º			

Hop test em 8

Repetição			
1º			
2º			
3º			

N. Participante:

8.6 Apêndice VI – Yo-Yo IRT

Yo-Yo IRT		
	1ª Sessão	2ª Sessão
Nível Atingido		
Distância Percorrida		

level	speed stage	shuttles	speed level	speed (km/hr)	accumulated distance (m)
1	1	1	11	13.0	40
2	2	1	15	15.0	80
3	3	1	17	16.0	120
4	3	2	17	16.0	160
5	4	1	18	16.5	200
6	4	2	18	16.5	240
7	4	3	18	16.5	280
8	5	1	19	17.0	320
9	5	2	19	17.0	360
10	5	3	19	17.0	400
11	5	4	19	17.0	440
12	6	1	20	17.5	480
13	6	2	20	17.5	520
14	6	3	20	17.5	560
15	6	4	20	17.5	600
16	6	5	20	17.5	640
17	6	6	20	17.5	680
18	6	7	20	17.5	720
19	6	8	20	17.5	760
20	7	1	21	18.0	800
21	7	2	21	18.0	840
22	7	3	21	18.0	880
23	7	4	21	18.0	920
24	7	5	21	18.0	960
25	7	6	21	18.0	1000

26	7	7	21	18.0	1040
27	7	8	21	18.0	1080
28	8	1	22	18.5	1120
29	8	2	22	18.5	1160
30	8	3	22	18.5	1200
31	8	4	22	18.5	1240
32	8	5	22	18.5	1280
33	8	6	22	18.5	1320
34	8	7	22	18.5	1360
35	8	8	22	18.5	1400
36	9	1	23	19.0	1440
37	9	2	23	19.0	1480
38	9	3	23	19.0	1520
39	9	4	23	19.0	1560
40	9	5	23	19.0	1600
41	9	6	23	19.0	1640
42	9	7	23	19.0	1680
43	9	8	23	19.0	1720
44	10	1	24	19.5	1760
45	10	2	24	19.5	1800
46	10	3	24	19.5	1840
47	10	4	24	19.5	1880
48	10	5	24	19.5	1920
49	10	6	24	19.5	1960
50	10	7	24	19.5	2000
51	10	8	24	19.5	2040
52	11	1	25	20.0	2080
53	11	2	25	20.0	2120
54	11	3	25	20.0	2160
55	11	4	25	20.0	2200
56	11	5	25	20.0	2240
57	11	6	25	20.0	2280
58	11	7	25	20.0	2320
59	11	8	25	20.0	2360
60	12	1	26	20.5	2400

9. ANEXOS

9.1 Anexo I - CAIT

Questionário de instabilidade percebida

CAIT - *Cumberland Ankle Instability Tool* - VERSÃO PORTUGUESA

Escolha UMA alínea em CADA pergunta que MELHOR descreva os seus tornozelos

1. Tenho DOR no tornozelo		
	ESQUERDO	DIREITO
Nunca	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Quando pratico desporto	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Ao correr em superfícies irregulares	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Ao correr em superfícies planas	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Ao caminhar em superfícies irregulares	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Ao caminhar em superfícies planas	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

2. Sinto INSTABILIDADE no tornozelo		
Nunca	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Às vezes quando pratico desportos (nem sempre)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Frequentemente quando pratico desportos (todas as vezes)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Às vezes durante atividades diárias	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Frequentemente durante atividades diárias	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

3. Quando me viro BRUSCAMENTE, sinto INSTABILIDADE no tornozelo		
Nunca	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Às vezes quando corro	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Frequentemente quando corro	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Quando ando	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

4. Quando desço escadas, sinto INSTABILIDADE no tornozelo		
Nunca	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Se for rapidamente	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Ocasionalmente	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

	ESQUERDO	DIREITO
Sempre	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
5. Sinto INSTABILIDADE no tornozelo quando fico num só pé		
Nunca	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Na ponta do pé	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Com o pé inteiro no chão	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
6. Sinto INSTABILIDADE no tornozelo quando		
Nunca	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Pulo de um lado para o outro numa só perna	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Quando pulo no mesmo lugar numa só perna	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Quando pulo com as duas pernas	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
7. Sinto INSTABILIDADE no tornozelo quando		
Nunca	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Corro em superfícies irregulares	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Corro lentamente em superfícies irregulares	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Ando em superfícies irregulares	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Ando numa superfície plana	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
8. TIPICAMENTE, quando começo a torcer o tornozelo, consigo parar		
Imediatamente	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Frequentemente	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Às vezes	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Nunca	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Nunca torci o tornozelo	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
9. Após um entorse TÍPICO, o meu tornozelo volta ao normal		
Quase imediatamente	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Em menos de um dia	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Em 1 a 2 dias	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Em mais de 2 dias	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Nunca torci o tornozelo	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

9.2 Anexo II – Parecer do Conselho de ética

conselho de ética e deontologia

universidade de aveiro



theoria poiesis praxis

sua referência

tel. +351 234 370 615

sua comunicação de

campus universitário de santiago
38010-193 aveiro
e-mail: ced@ua.pt

nossa referência

Exma. Senhora

Prof.^a Doutora Anabela Gonçalves da Silva

Escola Superior de Saúde

Universidade de Aveiro - Edifício 30

Agras do Crasto - Campus Universitário de Santiago

3810-193 Aveiro

04-CED/2015, 08/06/2015

Assunto: Processo n.º: 02/2015

Requerente: Prof.^a Doutora Anabela Silva

Designação do Projeto e objeto de parecer do Conselho de Ética e Deontologia:

"Efeito da aplicação da ligadura de reposicionamento do perónio no controlo postural, na performance e no tempo de reação do longo peroneal em atletas de basquetebol adultos com instabilidade crónica da tibiotársica".

Por indicação do Senhor Presidente do Conselho de Ética e Deontologia da Universidade de Aveiro, Prof. Doutor Luís Carlos Araújo, remete-se em anexo, após discussão e aprovação na sessão plenária do dia 28 de maio, data na qual cinco novos membros, designados pelo Conselho Geral em 28 de abril, conforme Deliberação n.º 15/CG/2015, tomaram posse, o que permitiu, desta forma, o preenchimento de *quórum* que era exigível, o "*Parecer*" respeitante ao processo *supra* identificado, elaborado pela Comissão Permanente para os Assuntos de Investigação deste Órgão, decorrente do pedido submetido por V. Ex.^a em 11.02.2015.

Segue ainda, nos mesmos termos, uma Declaração cuja devolução se solicita devidamente datada e assinada.

Com os melhores cumprimentos.

Conceição Ramos

DECLARAÇÃO

Processo n.º: 02/2015

Requerente: Prof.^a Doutora Anabela Silva

Designação do Projeto e objeto de parecer do Conselho de Ética e Deontologia: *“Efeito da aplicação da ligadura de reposicionamento do perónio no controlo postural, na performance e no tempo de reação do longo peroneal em atletas de basquetebol adultos com instabilidade crónica da tibiotársica”.*

Anabela Gonçalves da Silva, docente da Escola Superior de Saúde da Universidade de Aveiro, declara ter rececionado uma cópia, em suporte papel, do parecer emitido no âmbito do processo *supra* identificado, elaborado pela relatora, Dr.^a Isabel Cunha Gil, e pelos relatores-adjuntos, Prof. Doutor Luís Machado de Abreu, Prof. Doutor Armando Pinho e Prof. Doutor António Nogueira, na qualidade de membros da Comissão Permanente para os Assuntos de Investigação do Conselho de Ética e Deontologia da Universidade de Aveiro, constituída nos termos do artigo 5.º do Regimento do Conselho de Ética e Deontologia, Regulamento n.º 167/2013, publicado no *Diário da República*, 2.ª Série, n.º 92, de 14 de maio.

Aveiro, ____ de _____ de 2015.

A Requerente,

Prof.^a Doutora Anabela Gonçalves da Silva



Processo n.º:2/15

Requerente: Professora Doutora Anabela Silva

Investigadora Responsável: Professora Doutora Anabela Silva

Objecto do parecer: “Efeito da aplicação da ligadura de reposicionamento do perónio no controlo postural, performance e tempo de reacção do longo peronial em atletas de basquetebol adultos com instabilidade crónica da tibiotársica”

Relator: Dr. Isabel Cunha Gil

Relatores-Adjuntos: Professor Luís Machado de Abreu, Professor Armando Pinho e Professor António Nogueira

I – RELATÓRIO

A – Elementos instrutores do pedido¹

1. Pedido propriamente dito
2. Caracterização do projecto
 - i. Designação do projecto
 - ii. Data de início e de conclusão
 - iii. Financiamento
 - iv. Objectivos

¹ constituído por 29 páginas

- v. Metodologias experimentais e planificação
- vi. Questões éticas sobre as quais se pretende o parecer do CED
- vii. Legislação que está na origem do pedido
- viii. Estudos semelhantes publicados

3. Equipa

- i. Investigador responsável
- ii. Categoria
- iii. Centro de investigação no qual se integra
- iv. Contributo do projecto para os objectivos científicos do centro de investigação
- v. Experiência do investigador na área do projecto, incluindo até 5 artigos científicos em revistas de circulação internacional outros investigadores com participação relevante, incluindo dados biográficos e publicações

4. Documentos juntos.

- i. Consentimento Informado do participante
- ii. Documento Informativo do Participante
- iii. Despiste dos critérios de exclusão
- iv. Dados sociodemográficos
- v. Questionário de instabilidade percebida

II – PARECER

A – Fundamentação

Considera-se que a proposta se apresenta bem fundamentada e é suficientemente informativa e esclarecedora, O objectivo do estudo encontra-se bem definido e visa avaliar o efeito da aplicação da ligadura de reposicionamento do perónio (segundo Mulligan) no controlo postural, na erformance e no tempo de reacção muscular do longo peronial em basquetebolistas com instabilidade crónica da tibiotársica, imediatamente após a aplicação da ligadura e após a realização de protocolo de exercícios. A metodologia do estudo baseia-se na colocação de ligaduras de reposicionamento do perónio de Mulligan ou uma ligadura placebo, sendo esta aplicação cega para aos indivíduos avaliados.

Considera-se que esta proposta respeita os princípios de ética neste tipo de investigação na medida em que:

1 - o estudo salvaguarda o consentimento informado dos participantes, todos eles maiores de idade; garantindo que este consentimento só é obtido após o esclarecimento daqueles sobre os objectivos do estudo e dos seus procedimentos através de uma sessão informativa presencial realizada pelo menos 24h antes da data da recolha dos dados.

2 - o estudo salvaguarda o carácter voluntário da participação e garante que os participantes podem desistir de livre vontade em qualquer altura sem dar nenhuma explicação, o que se considera adequado.

3 - o estudo propicia o acompanhamento dos participantes durante todas as fases de execução do projecto;



Conselho de Ética

-
- 4 - a obtenção de dados para o estudo não envolve a aplicação de métodos invasivos ou danosos para os indivíduos, os riscos associados não são superiores aos riscos associados ao dia-a-dia do participante
 - 5 - o estudo garante o anonimato dos participantes e a confidencialidade dos dados, sendo a investigadora responsável pelo projecto, Prof. Doutora Anabela G. Silva a responsável pelos mesmos.
 - 6 - os dados e os questionários serão guardados separadamente dos consentimentos e armazenados por um período de 3 anos
 - 7 - Findo este período toda a documentação será destruída; queimada ou triturada.

B - Sugestões de aperfeiçoamento

1 - Na "folha do Consentimento Informado" a data referente à assinatura do participante e do Investigador não deve constar em último lugar, mas sugere-se que a data seja aposta a seguir à assinatura de cada um, uma vez que a data da assinatura do participante e a do investigador podem ser apostas em datas diferentes.

C- Atentos os factos expostos e os princípios gerais enunciados, o Conselho de Ética e Deontologia (CED) da UA, e tendo ouvido a opinião dos seus membros², emitiu o seguinte parecer

² Acta n.º 16 do Conselho de Ética

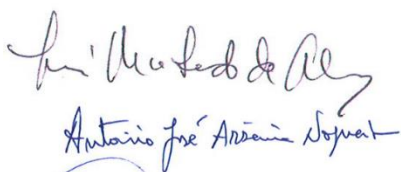
Conselho de Ética

A Comissão Permanente do Conselho de Ética, constituída pelos ora Relatores, após a apreciação conjunta da documentação recebida e atendendo a que os procedimentos descritos no estudo de investigação apresentado; asseguram a não utilização de qualquer método invasivo e asseguram que os participantes, basquetebolistas, serão oportunamente informados e esclarecidos sobre as condições em que vão decorrer as observações e recolha de dados, de modo a ser obtido o consentimento informado e garantem que os dados recolhidos serão tratados de maneira a permanecerem confidenciais e anónimos;

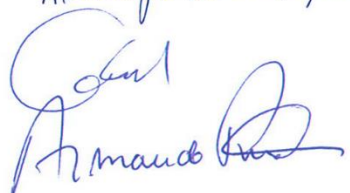
Entende o CED que ficam salvaguardadas as exigências éticas e os princípios da justiça e da autonomia e bem-estar dos participantes e, por isso, dá parecer favorável à realização do projecto intitulado “Efeito da aplicação da ligadura de reposicionamento do perónio no controlo postular, performance e tempo de reacção do longo perónio em atletas de basquetebol adultos com instabilidade crónica da tibiotársica “

Aveiro, 20 de Maio de 2015

Os Relatores:



António José António Nogueira



Armando